

ÁLVARO MARTINS DA SILVA JÚNIOR

**SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA
FUNCIONALIDADE DE BOMBAS DE INFUSÃO**

**FLORIANÓPOLIS
2004**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA
FUNCIONALIDADE DE BOMBAS DE INFUSÃO**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a obtenção
do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

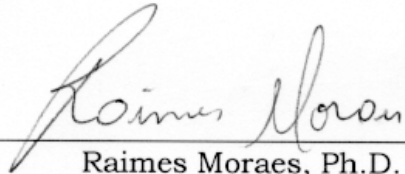
ÁLVARO MARTINS DA SILVA JÚNIOR

Florianópolis, março de 2004.

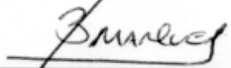
SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DE BOMBAS DE INFUSÃO

Álvaro Martins da Silva Júnior

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

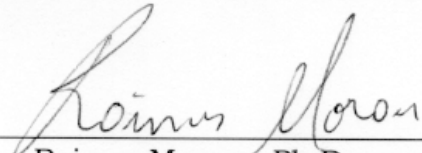


Raimes Moraes, Ph.D.
Orientador

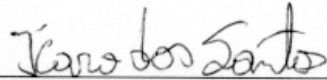


Jefferson L. B. Marques, Ph. D.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

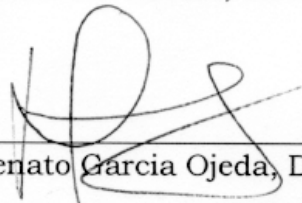
Banca Examinadora:




Raimes Moraes, Ph.D.
Presidente



Ícaro dos Santos, Ph.D.



Renato Garcia Ojeda, Dr.



Saulo Güths, Dr.

**A minha esposa, Adriana e a meus pais
Maria e Álvaro.**

AGRADECIMENTOS

A Deus.

À Adriana, pelo amor e compreensão.

A toda a equipe do IEB-UFSC, professores e funcionários, especialmente ao Professor Raimes Moraes, pela orientação e paciência.

Ao Instituto de Engenharia Biomédica (IEB/UFSC) e CAPES cujos recursos fornecidos tornaram possíveis a realização deste trabalho.

Especialmente ao Eng. Charles Borges de Lima pela amizade e pelas importantes sugestões, principalmente nos momentos de dificuldades.

Aos colegas de caminho Eng. João Baggio, Eng. Gustavo Prado Braz e Marcelo Ballin.

Ao Professor Saulo Güths por ter cedido o sensor de umidade e equipamentos necessários à realização de testes e ensaios importantes para a conclusão deste trabalho.

Ao Sr. Carlos Alberto da empresa WeigTech por ter cedido a célula de carga HBM utilizada no trabalho.

A toda a minha família e amigos, pela fundamental presença apesar das centenas de quilômetros.

Obrigado.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DE BOMBAS DE INFUSÃO

Álvaro Martins da Silva Júnior

Março / 2004

Orientador: Raimes Moraes, Ph.D.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-Chave: Equipamento eletromédico, bomba de infusão, ensaio de funcionalidade, engenharia clínica.

Número de Páginas: 01

RESUMO: A grande maioria dos equipamentos utilizados nos hospitais foi desenvolvida para operar dentro de normas rígidas de funcionamento. Contudo, com o decorrer do tempo, devido ao uso contínuo, estes equipamentos podem apresentar variações nas suas características técnicas. Assim, expõe os pacientes a riscos desnecessários. O presente trabalho aborda o projeto e a implementação de um sistema capaz de avaliar as condições de funcionamento de bomba de infusão, quanto às características de vazão mínima, vazão intermediária, volume de bolus e pressão de oclusão. O procedimento de avaliação baseia-se nas prescrições contidas nas subcláusulas da seção oito da norma NBR IEC 60601-2-24, referentes à avaliação das características de saída das bombas de infusão volumétricas, de seringa e ambulatoriais. O sistema é composto por um conjunto de sensores, responsáveis pela aquisição dos dados provenientes da bomba de infusão, um sistema microcontrolado, cuja função é receber os dados medidos pelos sensores e enviá-los a um microcomputador do tipo PC, e um software para PC, que realiza os cálculos necessários e exibe os resultados do processo de ensaio na tela. O sistema desenvolvido passou por um processo de calibração de seus sensores, visando com isto, disponibilizar leituras confiáveis. Os resultados obtidos demonstram que o sistema desenvolvido pode ser usado como uma alternativa de baixo custo para realização de ensaios de verificação de funcionalidade dos equipamentos eletromédicos bomba de infusão, sobre tudo nos ensaios referentes à quantificação de erros em taxas de infusão intermediárias.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

COMPUTERIZED SYSTEM FOR ASSESSMENT OF INFUSION PUMPS

Álvaro Martins da Silva Júnior

March / 2004

Advisor: Raimes Moraes, Ph.D.

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: Electromedical equipment, infusion pump, test of the functionality, Clinical Engineering.

Number of Pages: 01

ABSTRACT: Electro-medical equipments are developed to operate within demanding standards. However, their continuous use may deteriorate their performance exposing patients to risks. The present work describes the project and the implementation of a system to assess the following infusion pump parameters: the minimum and intermediate flow rate, volume of bolus and the occlusion pressure. The evaluation procedure is based on the recommendations of the NBR IEC 60601-2-24 (Section 8) that determines the operating requirements for volumetric infusion pumps, syringe infusion pumps and ambulatories infusion pumps. The developed system has a set of sensors to acquire infusion pump data, a microcontroller (that receives the measurements and send them to a microcomputer PC) and software for Windows to process the data and to show the results on the screen. The system sensors were calibrated to produce reliable readings. The results show that the developed system may be a cost-effective solution to assess the functionality of infusion pumps, mainly to quantify the errors at intermediate infusion rates.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS	XII
LISTA DE ABREVIATURAS.....	XIV
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 MOTIVAÇÃO	3
1.2 OBJETIVO	3
1.3 JUSTIFICATIVA.....	3
1.4 DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DESTES TRABALHOS.....	4
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE O ACESSO INTRAVENOSO	5
2.1.1 O sistema circulatório.....	5
2.2 BOMBAS DE INFUSÃO	8
2.2.1 Breve histórico.....	8
2.2.2 Princípios de funcionamento das bombas de infusão	8
2.2.3 Os mecanismos de direcionamento.....	9
2.2.3.1 Mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo.....	10
2.2.3.2 Mecanismo de direcionamento peristáltico linear.....	11
2.2.3.3 Mecanismos de direcionamento a pistão ou diafragma.....	12
2.2.4 As formas de controle da infusão.....	12
2.3 TIPOS DE BOMBAS DE INFUSÃO.....	14
2.3.1 Bomba de infusão volumétrica.....	14
2.3.2 Bomba de seringa	15
2.3.3 Bomba de infusão ambulatorial.....	15
2.4 UTILIZAÇÃO DAS BOMBAS DE INFUSÃO.....	16
2.5 PROBLEMAS ASSOCIADOS À FALHAS NAS BOMBAS DE INFUSÃO.....	17
2.6 A NORMA NBR IEC 60601-2-24	19
2.6.1 Medição dos Dados de Saída das Bombas de Infusão	19
2.6.1.1 Medição da vazão de saída das bombas de infusão	19
2.6.1.2 Medição da pressão de oclusão	21
2.6.1.3 Medição do volume de bolus.....	21
2.6.2 Procedimento para ensaio de bombas de infusão volumétricas	22
2.6.3 Procedimento para ensaio de bombas de infusão de seringas.....	26
2.6.4 Procedimento para ensaio de bombas de infusão ambulatoriais.....	28
2.6.4.1 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo I.....	29
2.6.4.2 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo II.....	29
2.6.4.3 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo III.....	30
2.6.4.4 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo IV.....	31
2.6.4.5 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo V.....	31
2.7 CARACTERÍSTICAS DO SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO	32
3. O SISTEMA DESENVOLVIDO.....	33
3.1 O MICROCONTROLADOR.....	34
3.2 MEDIDOR DE FLUXO	35
3.2.1 Célula de Carga	35
3.2.2 O Conversor A/D.....	38
3.2.3 Diagrama Funcional de Blocos do AD7730	38

3.2.4 O Filtro Digital do AD7730.....	42
3.3 MEDIDOR DE TEMPERATURA.....	45
3.4 MEDIDOR DE UMIDADE.....	46
3.5 O SENSOR DE PRESSÃO	48
3.6 O PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO USB.....	49
3.6.1 O Componente FT245AM.....	51
3.7 O SOFTWARE DESENVOLVIDO (PC).....	52
4. TESTES E RESULTADOS.....	58
4.1 CALIBRAÇÃO DOS MEDIDORES	58
4.1.1 Medidor de Fluxo.....	58
4.1.2 Medidor de Temperatura	62
4.1.3 Medidor de Umidade	63
4.1.4 Medidor de Pressão.....	63
4.2 ENSAIOS COM O EEM BOMBA DE INFUSÃO.....	65
4.2.1 Ensaio de Vazão Mínima	66
4.2.2 Ensaio de vazão intermediária	69
4.2.3 Ensaio com contra pressão de +100 mmHg.....	71
4.2.4 Ensaio com reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento da bomba com contrapressão de -100 mmHg.....	72
4.2.5 Ensaio com reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento da bomba com contrapressão de +100 mmHg.....	73
4.2.6 Ensaio de vazão de bolus.....	75
4.2.7 Teste de Pressão de Oclusão e Volume de Bolus.....	75
5. CONCLUSÕES	77
5.1 CONCLUSÕES	77
5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	78
ANEXO A	79
ANEXO B	84
5.3 TÉCNICAS DE EXCITAÇÃO	84
5.3.1 Excitação DC.....	85
5.3.2 Excitação AC	86
5.4 TÉCNICAS DE MEDIDA	88
5.4.1 Modo de Operação Ratiometric	88
5.4.2 Modo de Operação Non-Ratiometric	89
ANEXO C	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Rede de vasos intercomunicantes: artéria, veia, arteríola, vênula e capilares (USC, 2004).....	6
Figura 2 – Ilustração das camadas das artérias e veias (SCI, 2004).	7
Figura 3 – Ilustração das camadas da pele (BAXTER, 2004).....	7
Figura 4 – Representação do mecanismo peristáltico de infusão (BUTTON, 2004).	9
Figura 5 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico rotativo (BUTTON, 2004).	10
Figura 6 – Ilustração do mecanismo de infusão peristáltico rotativo com batente (adaptado de BUTTON, 2004).	10
Figura 7 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico rotativo sem batente (BUTTON, 2004).	11
Figura 8 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico linear (BUTTON, 2004).	11
Figura 9 – Representação do mecanismo de infusão com seringa (BUTTON, 2004).	12
Figura 10 – Representação do mecanismo de infusão do tipo pistão. Em (a) o pistão desce e o reservatório enche. Em (b) o pistão sobe e o reservatório é esvaziado, impulsionado o fluido através do equipo. (BUTTON, 2004).....	12
Figura 11 – Sistemas de controle de infusão: (a) controle manual, (utiliza força da gravidade); (b) controle manual com referência de tempo própria e detector de gotejamento, (utiliza força da gravidade); (c) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador e detector de gotejamento, (utiliza força da gravidade); (d) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador e detector de gotejamento, (utiliza mecanismo de bombeamento); (e) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador, (utiliza mecanismo de bombeamento) (MOYLE & DAVEY, 2000).	13
Figura 12 – Bomba de infusão volumétrica peristáltica rotativa (CELM, 2004).	14
Figura 13 – Modelo de bomba de infusão de seringa (SANTRONIC, 2003).	15
Figura 14 – Modelo de bomba de infusão ambulatorial (DISETRONIC, 2003). ...	16
Figura 15 – Exemplo de gráfico de partida, plotado durante o período de estabilização (ABNT, 1999).	20
Figura 16 – Exemplo de gráfico de curva de trombeta. A linha tracejada indica a vazão escolhida (r) para realização do ensaio (ABNT, 1999).	21

Figura 17 – Montagem para a realização dos ensaios em bombas de infusão volumétricas (ABNT, 1999).	23
Figura 18 – Montagem para a realização dos ensaios de pressão de oclusão (ABNT, 1999).	26
Figura 19 – Montagem para a realização dos ensaios das bombas de seringa (ABNT, 1999).	26
Figura 20 - Diagrama de blocos do sistema proposto.	33
Figura 21 – Sistema microcontrolado utilizando o AT89C52.	35
Figura 22 – Extensômetro (<i>Strain Gage</i>) (a), esquema de ligação da ponte de <i>Wheatstone</i> (b) e célula de carga tipo <i>Single Point</i> (c).	36
Figura 23 - Teste referente ao drift de temperatura realizado com a célula de carga de PEREIRA(2003).	37
Figura 24 - Teste referente ao drift de temperatura realizado com a célula de carga HBM.	37
Figura 25 – Diagrama funcional de blocos do componente AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).	39
Figura 26 – Resposta de frequência do filtro do primeiro estágio (ANALOG DEVICES, 1998).	43
Figura 27 – Resposta em frequência do filtro (FIR) do segundo estágio de AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).	44
Figura 28 – Placa de circuito impresso contendo o componente AD7730, fonte de alimentação e circuito de alimentação da célula de carga.	45
Figura 29 – Esquema elétrico do circuito utilizado para realizar as medições de temperatura e umidade.	46
Figura 30 – Placa de circuito impresso contendo o sensor de temperatura e umidade.	47
Figura 31 – Sistema implementado para medição da pressão de oclusão.	49
Figura 32 – Sistema de comunicação USB utilizando o FT245AM.	52
Figura 33 – Fluxograma do software desenvolvido.	53
Figura 34 – Tela do menu principal de ensaios do software do analisador de bombas de infusão.	54
Figura 35 – Tela contendo informações sobre os valores aceitáveis que devem ser encontrados na realização dos ensaios.	54
Figura 36 – Telas dos diferentes ensaios de vazão mínima e intermediária.	56
Figura 37 – Tela referente ao ensaio de volume de bolus.	57
Figura 38 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus.	57
Figura 39 – Pontos experimentais obtidos com o sensor de temperatura e a reta de regressão linear.	63
Figura 40 – Relação entre umidade relativa e tensão de saída do sensor HIH3610 (HONEYWELL).	63

Figura 41 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da segunda hora de ensaio.	67
Figura 42 – Tela referente ao ensaio de vazão mínima com resultados da terceira hora de ensaio.	67
Figura 43 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da penúltima hora de ensaio.	68
Figura 44 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da última hora de ensaio.	68
Figura 45 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da segunda hora de ensaio.	69
Figura 46 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da terceira hora de ensaio.	70
Figura 47 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da penúltima hora de ensaio.	70
Figura 48 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da última hora de ensaio.	71
Figura 49 – Tela do ensaio de vazão intermediária com contra pressão de +100 mmHg com resultados relativo à última hora de ensaio.	72
Figura 50 – Tela do ensaio de vazão intermediária para reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento com contrapressão de -100 mmHg.	73
Figura 51 – Tela referente ao ensaio de vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento com contrapressão de +100 mmHg.	74
Figura 52 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão com vazão de 1 ml/h.	75
Figura 53 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão com vazão de 10 ml/h.	76
Figura 54 – Típico sistema de aquisição baseado em transdutor (O'GRADY, 2000).	84
Figura 55 – Fontes de erro associadas com a excitação DC (O'GRADY, 2000). ..	85
Figura 56 – Configuração típica de aplicação com excitação AC (O'GRADY, 2000).	87
Figura 57 – Representação dos erros, fases e equacionamento relacionados com o processo de excitação AC (O'GRADY, 2000).	87
Figura 58 – Em (a), teste com excitação DC, em (b), teste com excitação DC.	88
Figura 59 – Aplicação utilizando modo de operação <i>ratimetric</i> com transdutor em ponte (O'GRADY, 2000).	89
Figura 60 – Aplicação utilizando o tipo de operação <i>non-ratimetric</i> com transdutor em ponte (O'GRADY, 2000).	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Definição dos termos relativos ao ensaio das bombas de infusão volumétricas e de seringa (ABNT, 1999).	22
Tabela 2 – Definição dos termos relativos aos períodos de ensaio das bombas de infusão ambulatoriais (ABNT, 1999).	28
Tabela 3 - Características básicas da célula de PEREIRA (2003).	36
Tabela 4 - Características básicas da célula de carga da HBM (HBM).	36
Tabela 5 – Características básicas do conversor A/D AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).	42
Tabela 6 – Características elétricas do componente DS2438 como sensor de temperatura (DALLAS SEMICONDUCTOR).	45
Tabela 7 – Características Elétricas do Conversor AD do Componente DS2438 (DALLAS SEMICONDUCTOR).	46
Tabela 8 – Principais Características do Sensor de Umidade HIH 3610 (HONEYWELL).	46
Tabela 9 – Dados de Calibração do Sensor de Umidade Relativa (HONEYWELL).	47
Tabela 10 – Especificações técnicas do sensor de pressão PX26-30GV (OMEGA).	48
Tabela 11 – Principais características técnicas da balança utilizada para conferir o conjunto de massas padrão (METTLER TOLEDO).	58
Tabela 12 – Dados referentes ao processo de conferência do conjunto de massas utilizando a balança Mettler Toledo AB204.	58
Tabela 13 – Dados referentes ao processo de conferência do conjunto de massas utilizando a balança Marte A1000.	59
Tabela 14 – Medidas das tensões geradas pela célula de carga.	59
Tabela 15 – Medidas das massas padrão utilizando a instrumentação desenvolvida.	60
Tabela 16 – Resultado dos cálculos da incerteza expandida do sistema de medição de fluxo desenvolvido.	61
Tabela 17 – Dados obtidos para calibração do sensor de temperatura.	62
Tabela 18 – Especificações técnicas do monitor de pressão DPMIII (BIO-TEK INSTRUMENTS, 1992).	64
Tabela 19 – Dados obtidos para calibração do sensor de pressão.	64
Tabela 20 – Dados obtidos após calibração do sensor de pressão.	65
Tabela 21 – Principais dados técnicos do EEM bomba de infusão utilizada nos ensaios.	66

Tabela 22 – Resultados dos procedimentos de ensaio realizados com a bomba de infusão LF2001.	74
Tabela 23 – Resultados do procedimento de ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus realizados com a bomba de infusão LF2001.....	76

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADC	<i>Analogic Digital converter</i>
CI	Circuito Integrado
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DSP	<i>Digital Signal Processor</i>
E.P.G.A	Erro percentual global A
E.P.G.B	Erro percentual global B
E.P.Max	Erro Percentual máximo
E.P.Min	Erro Percentual mínimo
EAS	Estabelecimento Assistencial de Saúde
ECRI	<i>Emergency Care Research Institute</i>
EEM	Equipamento Eletromédico
ESE	Equipamento Sobre Ensaio
FIFO	<i>First in First Out</i>
IV	Intravenosa
KVO	<i>Keep Vein Open</i>
MP	Microprocessador
PC	<i>Personal Computer</i>
PGA	<i>Programmable Gain Amplifier</i>
PSRR	<i>Power Supply Rejection Ratio</i>
UR	Umidade Relativa
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

1. INTRODUÇÃO

A bomba de infusão é um equipamento eletromédico muito utilizado nos estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS). Este equipamento é destinado a regular o fluxo de líquidos administrados ao paciente sob pressão positiva gerada por bomba (ABNT, 1999). Neste trabalho serão abordadas bombas de infusão do tipo peristálticas (rotativa e linear), de seringa e ambulatoriais.

A bomba peristáltica rotativa utiliza um equipo (tubo condutor que leva o líquido até o paciente) que é pressionado por roletes montados em um rotor. À medida que o rotor gira, os roletes comprimem o tubo e forçam o fluido, entre os roletes, a passar do frasco para o paciente na vazão escolhida.

A bomba peristáltica linear utiliza um mecanismo composto por hastes que comprimem o equipo sucessivamente em um movimento ondulatório. O equipo é mantido contra uma placa estacionária (batente) e é, alternadamente, pressionado e liberado pelas hastes, forçando o fluido se mover.

A bomba infusora de seringa, ou bombas de perfusão ejeta o fluido da seringa através do avanço o êmbolo com uma velocidade controlada por um motor de passo, cuja velocidade varia com a vazão pré-determinada e o tamanho da seringa. A maioria destas bombas usa um motor de passo que fornece volume constante a cada passo.

As bombas de infusão ambulatoriais possuem pequenas dimensões, permitindo que o paciente possa se locomover com mais facilidade (realizando seu tratamento em sua própria residência) e são capazes de infundir volumes muito baixos.

Além de realizarem infusões mais precisas, as bombas infusoras reduzem a incidência de problemas associados à equipamentos de infusão manual por gravidade. Incluem-se nestes, variações nas taxas de infusão e vazão-livre devido ao deslocamento do *clamp* de ajuste, e infusões “secas” (equipos que se enchem de ar quando o frasco fica vazio). Além disso, as bombas infusoras possuem uma série de alarmes que avisam o operador de condições que possam ser prejudiciais ao paciente, como: fim de infusão, entrada de ar na linha, frasco vazio, oclusão e erro de fluxo.

Estas características permitem a automatização do procedimento. No entanto, o uso contínuo destes equipamentos provoca desgastes em seus componentes, produzindo alterações em sua calibração, que colocam em risco a

saúde do paciente. Isso demonstra a importância e a necessidade da realização de testes periódicos não só no equipamento eletromédico (EEM) bomba de infusão, mas em todos os EEM que são utilizados no ambiente hospitalar.

Nos EAS, a maioria dos equipamentos utilizados pelos médicos foi desenvolvida para operar dentro de rigorosas normas. Estas normas estabelecem aspectos de segurança para a utilização do EEM, define o intervalo de tempo para manutenções preventivas, estabelece procedimentos de ensaios e apresenta os valores corretos de trabalho dos equipamentos, bem como suas tolerâncias.

Para que um equipamento possa ser considerado seguro, este deve passar por um processo de inspeção, manutenção e, principalmente, calibração. Estes serviços devem ser realizados por pessoal capacitado e com formação específica na área.

O processo de calibração é definido como o conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição (ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência) e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões (INMETRO, 2000). Ou seja, calibração é o processo pelo qual se ajusta os valores de determinado equipamento com o padrão oficial, quando isto é possível.

Além disso, quando se trata de calibrações, o profissional técnico necessita de equipamentos específicos para tal. Estes equipamentos possuem tecnologia de ponta, e são calibrados por órgãos nacionais ou internacionais, os que lhes garante confiabilidade e rastreabilidade.

Infelizmente, a realidade da grande maioria dos hospitais de nosso país é bem diferente, onde os recursos são cada vez mais escassos. Aliando-se a esta situação, estão os altos custos de importação, que tornam a aquisição de equipamentos ainda mais difícil. Em se tratando de equipamentos analisadores de bombas de infusão, além dos altos custos de importação e do próprio equipamento, deve-se salientar a não conformidade com a norma NBR IEC 60601-2-24 (1999) quanto aos procedimentos para a realização dos ensaios de verificação das características de saída dos EEM bombas de infusão. Tais motivos justificam fortemente o desenvolvimento de tecnologia nacional na área de instrumentação voltada à verificação de funcionalidade de EEM.

A calibração e manutenção de equipamentos, quando existe, é muitas vezes deixada em segundo plano, fazendo com que os profissionais da saúde não

possam ter a garantia de estar respaldando sua decisão em diagnósticos corretos, gerando desta forma serviços de baixa qualidade. Em muitos casos, o uso de um equipamento que esteja trabalhando fora dos seus padrões, pode colocar em risco a vida do paciente, ou até mesmo ser fatal.

1.1 Motivação

A motivação para realizar este trabalho é desenvolver tecnologia nacional, objetivando reduzir custos da instrumentação destinada à avaliação da funcionalidade de equipamentos médico-assistenciais. Viabiliza-se, desta forma, que os equipamentos utilizados nos EAS possam ser periodicamente avaliados, não dependendo de para isso, de instrumentação importada e conseqüentemente cara. Em conseqüência disso, espera-se promover uma melhoria na qualidade dos serviços prestados pelos EAS, reduzindo os erros ocasionados por equipamentos que estejam funcionando fora de seus padrões, e que por sua vez possam vir a gerar riscos ao paciente, ou acidentes muitas vezes fatais.

1.2 Objetivo

Este trabalho objetiva o desenvolvimento de equipamento capaz de avaliar as condições de funcionamento de bomba de infusão de acordo com as prescrições contidas nas subcláusulas da seção oito da norma NBR IEC 60601-2-24 (1999), referentes à avaliação das características de saída das bombas de infusão volumétricas, de seringa e ambulatoriais.

1.3 Justificativa

O uso contínuo dos equipamentos controladores de infusão (bem como qualquer outro equipamento) provoca desgastes em seus componentes, com conseqüente alteração de sua calibração, podendo colocar em risco a saúde do paciente. Desta maneira, torna-se necessário que estes equipamentos sejam periodicamente avaliados, de forma a garantir a melhor qualidade possível dos serviços prestados pelo hospital com relação às tecnologias médicas.

Deve-se levar em consideração que o tempo envolvido no teste de uma bomba de infusão é relativamente longo, e em hospitais de grandes centros, como Florianópolis, o número de controladores de infusão é grande. Em vista disso, é necessária a utilização de mais do que uma unidade de avaliação. Como

os equipamentos que tem a função de avaliar os EEM bombas de infusão apresentam um custo elevado (importados), aliada à ausência de fiscalização dos órgãos competentes, geralmente não se atende a demanda de manutenção destes equipamentos.

1.4 Descrição do Conteúdo deste Trabalho

O Capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica necessária para a realização deste trabalho, onde são abordados assuntos referentes à área de aplicação de unidades de bombas de infusão, tipos, princípios de funcionamento e complicações associadas a infusões realizadas com taxas incorretas.

O Capítulo 3 descreve a implementação do sistema de aquisição de dados, abrangendo o hardware e software desenvolvidos.

O Capítulo 4 apresenta a avaliação do sistema implementado, descrevendo os testes realizados, bem como o resultados obtidos. As conclusões e discussões sobre o trabalho são apresentadas no Capítulo 5.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Como o trabalho aborda equipamento destinado à terapia intravenosa (IV), realiza-se uma breve apresentação do sistema circulatório.

Serão ainda abordados neste capítulo, conceitos básicos referentes ao acesso intravenoso, à bomba de infusão, bem como, problemas em terapias IV relacionados à falhas neste EEM. Apresenta-se também, a norma NBR IEC 60601-2-24 (1999), que contém as prescrições referentes à avaliação das características de saída deste tipo de EEM.

2.1 Conceitos Básicos sobre o Acesso Intravenoso

Nesta seção, são apresentados conceitos sobre a anatomia e fisiologia do sistema circulatório, necessários para um melhor entendimento dos processos relacionados com a terapia IV.

2.1.1 O sistema circulatório

O sistema circulatório dos seres humanos é dividido em: sistêmico e pulmonar. Segundo GARDNER (1971), o sistema circulatório pode ser definido como sendo uma rede tubular de vasos intercomunicantes (Figura 1) denominados de artérias, veias, arteríolas, vênulas e capilares.

A função das artérias é transportar sangue oxigenado aos tecidos. As artérias têm paredes compostas por três camadas (Figura 2):

- Camada Interna ou Túnica íntima: é a terceira camada transposta no processo de punção venosa. Esta camada é constituída por endotélio, uma fina camada subendotelial conjuntiva e uma membrana elástica interna, a elastina;
- Camada Média ou Túnica Média: é espessa, e formada por fibras de elastina e musculares lisas que são responsáveis pela dilatação ou constrição do vaso. É a segunda camada a ser transposta durante a punção intravenosa;
- Camada externa ou Túnica adventícia: composta principalmente por tecido conjuntivo, o qual circunda a veia dando-lhe sustentação. Esta é a primeira camada a ser transposta durante a realização da punção intravenosa (PHILLIPS et al., 2001; GARDNER, 1971; BURTON, 1977).

As arteríolas são as ramificações de menor calibre do sistema arterial. Sua estrutura é similar às artérias (Figura 2), sendo sua camada média (Túnica média) formada principalmente por tecido muscular (GUYTON & HALL, 1996).

Os capilares são compostos por apenas uma camada, o endotélio. Sua função é trocar líquidos, nutrientes, eletrólitos, hormônios e outras substâncias entre o sangue e o líquido intersticial (GUYTON & HALL, 1996).

As vênulas recolhem o sangue dos capilares, unindo-se para formar as veias. Possuem três camadas como as artérias, porém mais finas, por transportarem sangue à pressão mais baixa (GUYTON & HALL, 1996).

As veias transportam o sangue dos tecidos ao coração. Como as artérias, suas paredes são formadas por três camadas. Devido à pressão no sistema venoso ser baixa, estas camadas possuem menor espessura (Figura 1) (GUYTON & HALL, 1996). As veias periféricas utilizadas no acesso à terapia intravenosa estão localizadas no sistema circulatório sistêmico (ALVES, 2002; BAXTER, 2004; GARDNER, 1971).

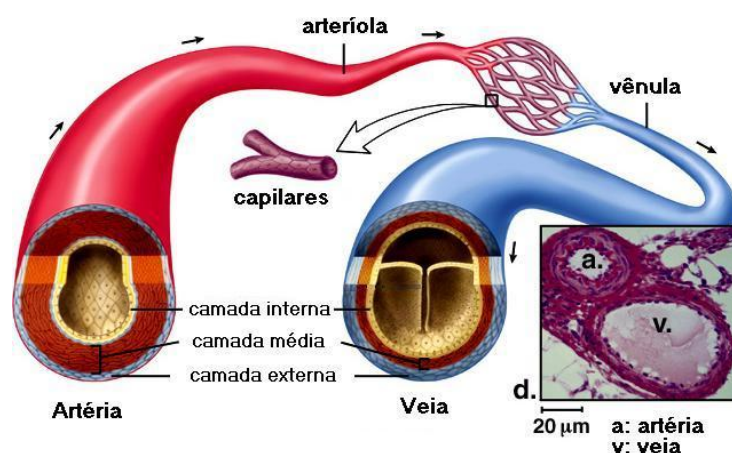


Figura 1 – Rede de vasos intercomunicantes: artéria, veia, arteríola, vênula e capilares (USC, 2004).

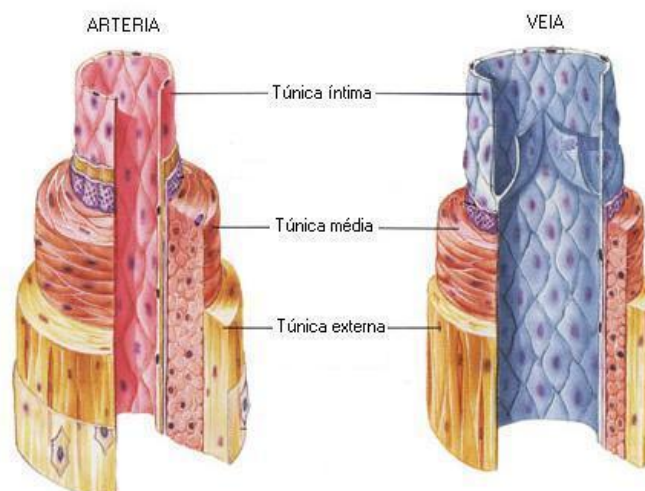


Figura 2 – Ilustração das camadas das artérias e veias (SCI, 2004).

Durante a realização do processo de punção venosa, o primeiro órgão do corpo humano a ser transposto é a pele. Suas principais funções são: sensorial, atuar como uma barreira mecânica contra microorganismos, termoregulação e atuar no controle e equilíbrio de líquidos e eletrólitos (BAXTER, 2004; GARDNER, 1971).

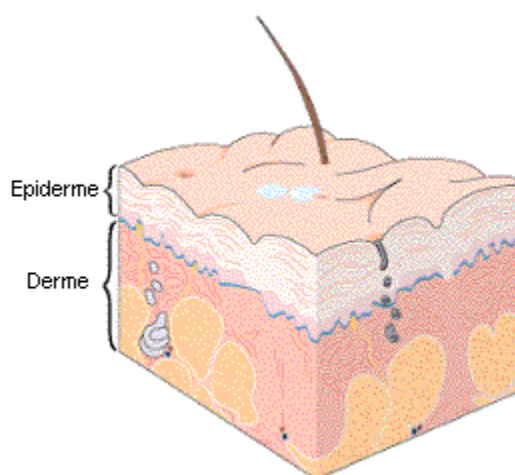


Figura 3 – Ilustração das camadas da pele (BAXTER, 2004).

Os componentes da pele afetados durante o processo de terapia IV são:

Epiderme: É a camada mais externa da pele, constituída por células epiteliais (queratinócitos), são produzidas na camada mais inferior da epiderme (camada basal ou germinativa). Em seu processo de crescimento em direção à superfície, sofre processo degenerativo, dando origem à camada córnea, composta basicamente de queratina, uma proteína responsável pela impermeabilização da pele. A epiderme é a primeira camada a ser transposta no

processo de punção venosa.

Derme: Esta camada é muito mais espessa e está localizada diretamente abaixo da epiderme, é a segunda camada a ser transposta no processo de punção venosa. Esta camada contém os vasos sanguíneos, folículos pilosos, glândulas sebáceas, glândulas sudoríparas, colágeno e nervos. A derme reage rapidamente a estímulos dolorosos, mudanças de temperatura e sensação de pressão (ALVES, 2002; GARDNER, 1971).

2.2 Bombas de Infusão

Bomba de infusão é um equipamento destinado a regular o fluxo de líquidos administrados ao paciente sob pressão positiva gerada pela bomba (ABNT, 1999).

2.2.1 Breve histórico

A administração de fluidos intravenosos e medicações parenterais, através de injeção, surgiram em 1950. No início da década de 60, 40% das drogas eram aplicadas na forma intravenosa. Havia, entretanto, necessidade de um processo de infusão mais confiável.

Em 1963, surgiu o primeiro dispositivo automático de infusão – infusor cronométrico da Watkins, denominado “chronofuser”. O equipamento consistia em um mecanismo de relógio que movimentava um cabeçote com roletes; este cabeçote por sua vez comprimia um cateter que gerava o deslocamento do líquido (BUTTON, 2004).

Na década de 70, acontece a introdução da eletrônica analógica aliada a motores de corrente contínua (BUTTON, 2004).

Na década de 80, dá-se início a utilização de eletrônica digital (microcontroladores) aliada a motores de passo (BUTTON, 2004).

A década de 90 é marcada pelo desenvolvimento de sensores para controle em malha fechada (com realimentação da saída para entrada, visando à redução dos erros) de alguns sistemas de infusão. Nesta época, inicia-se também o desenvolvimento de algoritmos de correção e modelamento do controle biológico (BUTTON, 2004).

2.2.2 Princípios de funcionamento das bombas de infusão

Os equipamentos eletromédicos denominados de bomba de infusão

possuem princípios distintos de funcionamento, apresentando diferenças na exatidão da velocidade de infusão. Em vista disso, é necessário um conhecimento prévio da forma de funcionamento de cada tipo de bomba de infusão (ALVES, 2002).

A maioria das bombas de infusão peristálticas rotativas e lineares possuem ainda um sensor de gotejamento composto por um conjunto óptico, cuja função é realimentar o circuito eletrônico de controle de infusão. Com este sensor, são obtidas informações como oclusão da linha (pelo enchimento da câmara de gotejamento ou gotejamento lento), infusão seca (devido ao término do líquido a ser infundido) e infusão livre. Quando o equipo é mal posicionado no mecanismo de direcionamento, a infusão ocorre de forma descontrolada e muito rápida. Alguns modelos de bombas de infusão possuem ainda um sensor de pressão, cuja finalidade é proporcionar controle pressão de infusão, fazendo com que uma oclusão na linha seja detectada de forma rápida e confiável.

2.2.3 Os mecanismos de direcionamento

Nos equipamentos eletromédicos bombas de infusão, a pressão positiva necessária para a administração do fluido é gerada através dos mecanismos de direcionamento. O mecanismo de direcionamento das bombas de infusão pode ser peristáltico (rotativo ou linear) ou no caso das bombas de infusão de seringa, emprega-se uma seringa (ou reservatório similar) com válvula associada a uma rosca sem fim que tem a finalidade de movimentar o êmbolo da seringa. Utiliza-se também um equipo do tipo pistão (Figura 10), que tem funcionamento semelhante à bomba de infusão de seringa (BUTTON, 2004).

O mecanismo de direcionamento peristáltico caracteriza-se pela compressão de um tubo por onde passa o fluido a ser infundido (Figura 4). As bombas de infusão peristálticas podem usar mecanismo rotativo (sendo que estes podem ou não possuir batente) ou linear.

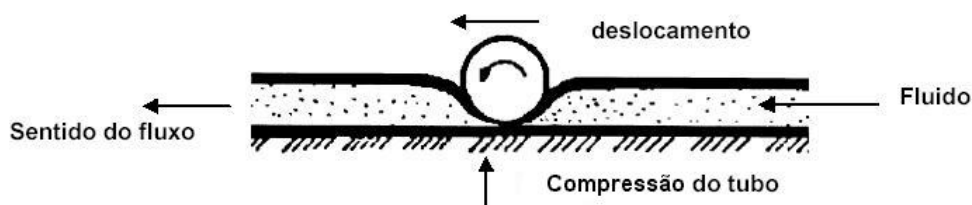


Figura 4 – Representação do mecanismo peristáltico de infusão (BUTTON, 2004).

2.2.3.1 Mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo

O mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo (Figura 5) é composto por um rotor que pressiona pequenos rolos, que por sua vez promovem a compressão do equipo (tubo flexível que transporta o líquido a ser infundido).

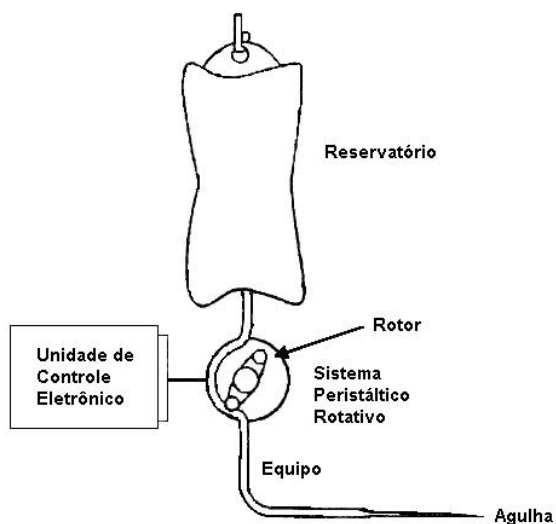


Figura 5 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico rotativo (BUTTON, 2004).

Os mecanismos de direcionamento peristálticos rotativos podem ou não utilizar batente.

No mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo com batente (Figura 6), o equipo é pressionado contra um ponto fixo (batente rígido). Este sistema permite que sejam utilizados equipos comuns.

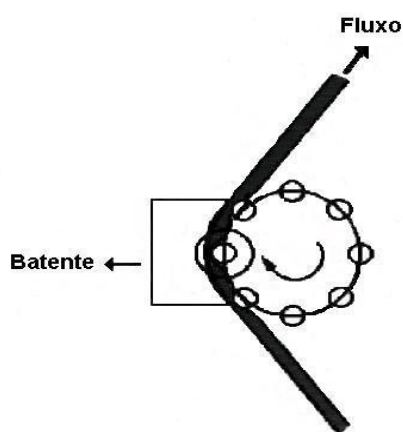


Figura 6 – Ilustração do mecanismo de infusão peristáltico rotativo com batente (adaptado de BUTTON, 2004).

O mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo sem batente (Figura 7), não possui ponto fixo de compressão. Neste caso, o tubo é posicionado sobre

o rotor. Os roletes (que fazem parte do rotor) esticam e comprimem o equipo, gerando desta maneira o fluxo. Neste tipo de sistema, a utilização de equipo de silicone (ao menos na porção onde ocorre a compressão) é obrigatória.

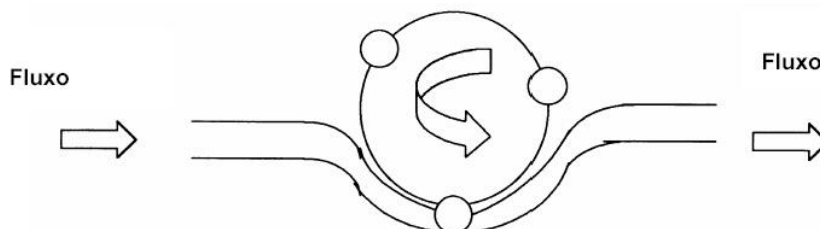


Figura 7 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico rotativo sem batente (BUTTON, 2004).

2.2.3.2 Mecanismo de direcionamento peristáltico linear

Este mecanismo (Figura 8) é composto por uma série de hastes, que pressionam o equipo contra um batente. Este procedimento realiza um movimento ondulatório gerado por um fuso (rosca sem fim), que por sua vez é acionado por motor. Desta forma, o fluido é impulsionado através da compressão aplicada ao tubo (equipo) em posições consecutivas.

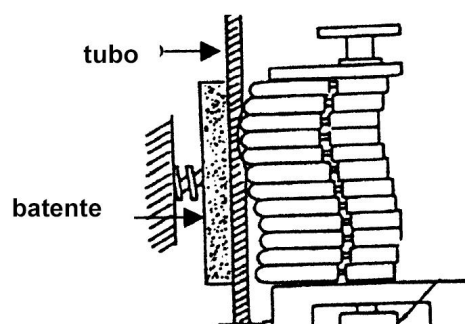


Figura 8 – Representação do mecanismo de infusão peristáltico linear (BUTTON, 2004).

Os mecanismos de direcionamento que fazem uso de uma seringa garantem alta exatidão (erro menor que 2%) e apresentam característica de fluxo contínuo (não pulsátil). Por apresentarem tais características, seu uso é indicado em aplicações pediátricas e terapia intensiva, onde pequenos volumes de medicamentos em concentrações elevadas são infundidos por um longo período de tempo.

Nestes tipos de mecanismos (Figura 9), um motor de passo transmite sua rotação a um fuso (rosca sem fim), que movimenta o êmbolo da seringa. É comum, nestes mecanismos, a utilização de um sistema com molas ou gás

comprimido para empurrar o êmbolo da seringa com força constante, gerando desta forma uma pressão de infusão constante.

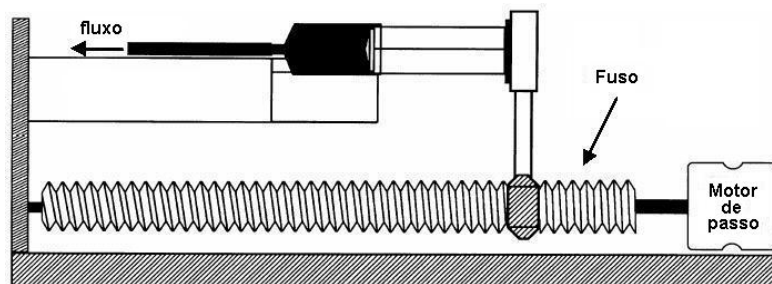


Figura 9 – Representação do mecanismo de infusão com seringa (BUTTON, 2004).

2.2.3.3 Mecanismos de direcionamento a pistão ou diafragma

Os sistemas de direcionamento de infusão a pistão ou diafragma (Figura 10) utilizam um equipo especial denominado de pistão. Neste sistema, um motor fornece o movimento ao pistão, que entra e sai do êmbolo do equipo. Este movimento promove o enchimento e o esvaziamento do reservatório (ou diafragma), que possui um volume conhecido. O processo de enchimento e esvaziamento do reservatório é mostrado na Figura 10a e Figura 10b, respectivamente.

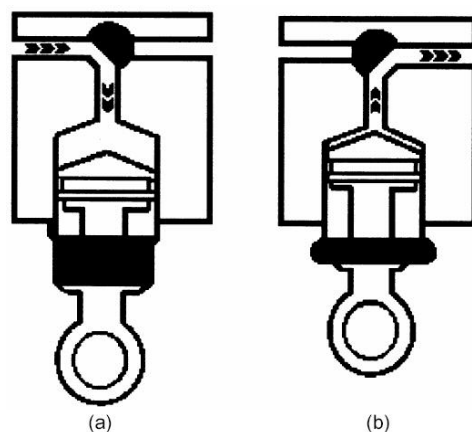


Figura 10 – Representação do mecanismo de infusão do tipo pistão. Em (a) o pistão desce e o reservatório enche. Em (b) o pistão sobe e o reservatório é esvaziado, impulsionado o fluido através do equipo. (BUTTON, 2004).

2.2.4 As formas de controle da infusão

A forma de controle mais usualmente utilizada nas bombas de infusão é a contagem eletrônica das gotas, juntamente com mecanismos de controle de oclusão acoplados aos equipos (Figura 11).

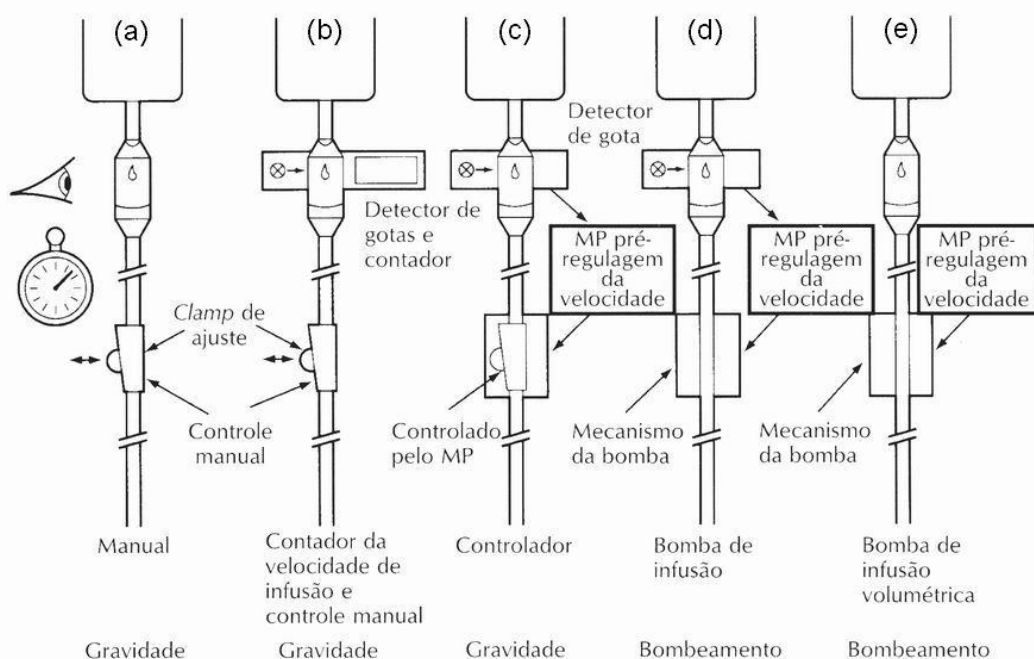


Figura 11 – Sistemas de controle de infusão: (a) controle manual, (utiliza força da gravidade); (b) controle manual com referência de tempo própria e detector de gotejamento, (utiliza força da gravidade); (c) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador e detector de gotejamento, (utiliza força da gravidade); (d) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador e detector de gotejamento, (utiliza mecanismo de bombeamento); (e) pré-regulagem da velocidade de infusão através de microprocessador, (utiliza mecanismo de bombeamento) (MOYLE & DAVEY, 2000).

A Figura 11a mostra o controle de infusão manual. Neste sistema, a taxa de infusão é calculada com o auxílio de um cronômetro, sendo a taxa de infusão expressa em gotas por minuto. O sistema mostrado na Figura 11b, também emprega controle manual; porém, possui um sensor de gotejamento e sua própria referência de tempo (cronômetro), possibilitando que o equipamento exiba a informação de taxa de infusão (gotas por minuto).

No sistema da Figura 11c, existe um microprocessador (MP) que recebe a informação do sensor de gotejamento. O MP atua em um mecanismo de oclusão acoplado ao equipo, gerando a taxa de infusão que foi previamente ajustada pelo operador. Nos sistemas das Figura 11a, 11b e 11c, a propulsão do fluido ocorre através da força da gravidade. Em 11d, a propulsão do fluido acontece através de motores de passo que produzem pressão positiva para administração do fluido. A velocidade de movimentação destes mecanismos é controlada através de um MP empregando a relação entre a velocidade do motor de passo e o volume através do equipo recomendado pelo fabricante da bomba de infusão. Este MP também

recebe informação do sensor de gotejamento.

No sistema apresentado pela Figura 11e, não existe a realimentação do sensor de gotejamento. Neste caso, o controle também é realizado através de uma relação entre a velocidade do motor de passo e o volume através do equipo recomendado pelo fabricante da bomba de infusão. Nas Figuras 11d e 11e, o controle pode ser feito com a informação adicional da pressão de infusão. Estes equipamentos podem trabalhar com pressões fixas ou variáveis, sendo que o processo de infusão ocorre até que o limite de pressão de infusão seja atingido.

Existem equipamentos onde o sensor de gotejamento (contador) é constituído de um sistema de ultra-som (efeito Doppler) para informar ao microprocessador a velocidade de infusão, porém esses sistemas possuem um custo mais elevado (ALVES, 2002). Os controladores e bombas de infusão em sua grande maioria utilizam conjunto óptico no sensor de gotejamento.

2.3 Tipos de Bombas de Infusão

Conforme já mencionado, são utilizados três tipos de bombas de infusão nos estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS), sendo estes: bombas de infusão volumétrica, bombas de seringa e bombas de infusão ambulatorial. As próximas seções melhor descrevem cada tipo de bomba (ALVES, 2002).

2.3.1 Bomba de infusão volumétrica

Bomba de infusão volumétrica (Figura 12) é uma bomba na qual a vazão é selecionada pelo operador e indicada pelo equipamento em volume por unidade de tempo (ABNT, 1999). Estes tipos de bomba de infusão possuem mecanismo de direcionamento peristáltico rotativo (Figura 12) ou linear.



Figura 12 – Bomba de infusão volumétrica peristáltica rotativa (CELM, 2004).

As bombas de infusão volumétricas podem ser utilizadas em aplicações

que exijam pequenos ou grandes volumes de infusão de fluidos. Geram taxas de infusão que variam de 0,1 a 2000 ml/h e administram volumes de até 2000 ml (DAVIS, 2003).

2.3.2 Bomba de seringa

Bomba de seringa (Figura 13) é um equipamento destinado para infusão controlada de líquidos no paciente por meio de ação simples de uma ou mais seringas (ou de um reservatório similar) no qual a vazão é selecionada pelo operador e indicada pelo equipamento em volume por unidade de tempo (ABNT, 1999). O mecanismo de direcionamento destas bombas de infusão é composto pelo reservatório (seringa) em conjunto com um fuso (rosca sem fim) movimentado por motor de passo.



Figura 13 – Modelo de bomba de infusão de seringa (SANTRONIC, 2003).

Este tipo de bomba tem seu uso mais difundido em unidades neonatais e de terapia intensiva, pois garantem exatidão, fluxo contínuo para pequenos volumes (até 100 ml), e taxas de infusão de 0,1 a 99,9 ml/h. São também utilizadas em aplicações onde são exigidas infusões de medicamentos por um longo período de tempo (DAVIS, 2003).

2.3.3 Bomba de infusão ambulatorial

Segundo a ABNT (1999), bomba de infusão ambulatorial é um equipamento destinado para infusão controlada de líquidos administrados no paciente, sendo portado continuamente pelo mesmo.

As bombas de infusão ambulatoriais (Figura 14) administram os fluidos através de seringas ou reservatórios compressíveis. Estes reservatórios possuem dimensões bastante reduzidas. Possibilitam assim, que o equipamento seja portado pelo paciente, permitindo-lhe submeter ao tratamento em sua própria

residência. O paciente não tem, portanto, que alterar sua rotina diária de vida em função deste tratamento.

Existem cinco tipos de bombas de infusão ambulatoriais, são eles:

- Tipo I: fornece apenas fluxo contínuo;
- Tipo II: fornece apenas fluxo não contínuo;
- Tipo III: proporciona administração discreta de bolus;
- Tipo IV: promove fluxo contínuo com administração de bolus, podendo apresentar as características dos tipos I e II combinadas;
- Tipo V: permite programar o perfil de infusão.



Figura 14 – Modelo de bomba de infusão ambulatorial (DISETRONIC, 2003).

2.4 Utilização das Bombas de Infusão

Os EEM bombas de infusão volumétricas, de seringa e ambulatoriais são usados para introduzir no sistema circulatório de pacientes, líquidos e agentes farmacológicos através de rotas intravenosas (IV), em aplicações diversas como:

- Aplicação de drogas vasoativas, para controlar a pressão arterial;
- Aplicação de anestésicos durante cirurgias;
- No tratamento de câncer por quimioterapia;
- Aplicação de agentes indutores de trabalho de parto;
- Aplicação de supressores de dor e de trabalho de parto;
- Aplicação de drogas antiarrítmicas;
- Administração de Insulina;
- Administração de hormônios;
- Administração de antibióticos;
- Promover manutenção dos níveis apropriados de fluidos de um

paciente durante e após cirurgias;

- Tratamento de queimaduras e controle de desidratação em pacientes pediátricos;
- Nutrição parenteral (endovenosa) total (TPN);
- Para manter a veia aberta (*Keep Vein Open*) facilitando a administração de medicamentos em situações de emergência. *Keep Vein Open* (KVO), é uma propriedade de bombas de infusão programáveis. Este processo é caracterizado pela redução da taxa de infusão no final do período de infusão, com o objetivo de manter o vaso aberto;
- Em unidades neonatais;
- Em terapias IV que são realizadas na própria residência do paciente (BUTTON, 2004).

Quanto ao critério de utilização dos EEM bombas de infusão, sua utilização é necessária para:

- Aplicação de fluidos no paciente com alta precisão;
- Aplicação de grandes volumes (que os sistemas de infusão por gravidade não seriam capazes de fornecer);
- Utilização de pressão positiva para vencer a pressão do vaso sangüíneo, por exemplo, no caso de terapia intra-arterial;
- Não ultrapassar o volume total a ser infundido;
- Atender especificação do fabricante da droga;
- Administrar drogas a taxas pré-determinadas;
- Diminuir riscos ao paciente (BUTTON, 2004).

2.5 Problemas Associados à Falhas nas Bombas de Infusão

Os EEM bombas de infusão podem apresentar falhas que irão resultar em taxas de infusão incorretas. Estas falhas devem-se a fatores como: folga nos mecanismos de controle e direcionamento de infusão, problemas no sensor responsável por detectar a oclusão da linha e/ou no sensor de gotejamento.

Durante o processo de aplicação da terapia IV, tais problemas podem ocasionar erros nas taxas de administração da infusão. As terapias de infusão realizadas com taxas muito elevadas ou muito baixas acarretam sérios

problemas ao paciente. Os problemas associados à taxas de infusão incorretas podem manifestar-se nos locais de inserção dos dispositivos intravenosos, ou manifestarem-se de forma sistêmica (NASCIMENTO, 2000).

As complicações locais referentes às taxas de infusão incorretas podem ser do tipo:

Flebite: inflamação na veia. Promove a aglomeração de plaquetas devido a danos causados às células da parede venosa (ALVES, 2002). A flebite pode ser classificada através do tipo de ação que a causa, sendo do tipo mecânica, química ou bacteriana. No caso da realização de terapia IV com velocidade de infusão muito rápida, a flebite causada é do tipo química. A inflamação da veia pode desencadear o surgimento de outra complicação denominada como infiltração.

Infiltração: extravasamento de solução ao redor do tecido. Ocorre devido ao deslocamento do cateter, em função flebite, para o meio extravascular (ALVES, 2002). Este tipo de complicação pode ser evitada se o sensor de oclusão da linha estiver em perfeito estado de funcionamento e se o ajuste do alarme da pressão de oclusão tiver sido programado adequadamente (DAVIS, 2003).

Espasmo venoso: ocorre devido à infusão muito rápida de solução IV. Este tipo de complicação pode acontecer por outros motivos, tais como: infusão de solução fria, irritantes ou viscosas (ALVES, 2002).

As complicações sistêmicas relacionadas com taxas de infusão incorretas são as que mais oferecem risco ao paciente. Estas complicações podem ser do tipo sobrecarga circulatória, edema pulmonar e choque por hipervolemia (infusão rápida).

Sobrecarga circulatória: infusão de quantidade excessiva e muito rápida de cloreto de sódio (ALVES, 2002).

Edema pulmonar: acúmulo anormal de fluido nos pulmões. Ocorre devido ao aumento da pressão venosa em decorrência de uma sobrecarga circulatória (ALVES, 2002).

Choque por hipervolemia: a administração muito rápida e descontrolada de fluidos (medicação) na circulação faz com que a sua concentração no plasma atinja proporções tóxicas, levando a sobrecarga dos órgãos ricos em sangue como o coração e o cérebro (PHILLIPS et al. 2001; ALVES, 2002).

2.6 A Norma NBR IEC 60601-2-24

Para tornar possível implementar um sistema capaz de analisar os dados de saída das bombas de infusão, é necessário, primeiramente, consultar a norma que contém as prescrições particulares referentes a este tipo de equipamento. No caso do EEM bomba de infusão, é a norma NBR IEC 60601-1-24.

2.6.1 Medição dos Dados de Saída das Bombas de Infusão

O fato de uma bomba de infusão estar funcionando, não garante que o equipamento esteja fornecendo a prescrição médica indicada; ou seja, a bomba de infusão pode estar funcionando fora dos seus limites aceitáveis. Isto compromete o uso do equipamento e acaba gerando uma terapia incorreta (ALVES, 2002).

No processo de avaliação das características de saída das bombas de infusão, os parâmetros analisados serão:

- Vazão de saída do equipamento (vazão mínima, vazão intermediária e vazão de bolus);
- Pressão de oclusão;
- Volume de bolus.

A norma recomenda que os dados de saída das bombas de infusão sejam mostrados graficamente nos manuais de operação dos fabricantes. Baseado nestes gráficos, o operador irá selecionar a bomba de infusão adequada para cada tipo de tratamento clínico.

Em vista disso, é de grande importância que as características dos dados de saída das bombas de infusão estejam sempre de acordo com as prescrições dos manuais dos fabricantes. Para tanto, é necessária a execução de ensaios periódicos para verificar dos dados de saída das bombas de infusão.

2.6.1.1 Medição da vazão de saída das bombas de infusão

A avaliação da vazão de saída das bombas de infusão é feita através da obtenção de dois gráficos, denominados de gráfico de partida e gráfico de curva de trombeta. No gráfico de partida, plota-se a vazão de saída da bomba de infusão em função do tempo (Figura 15).

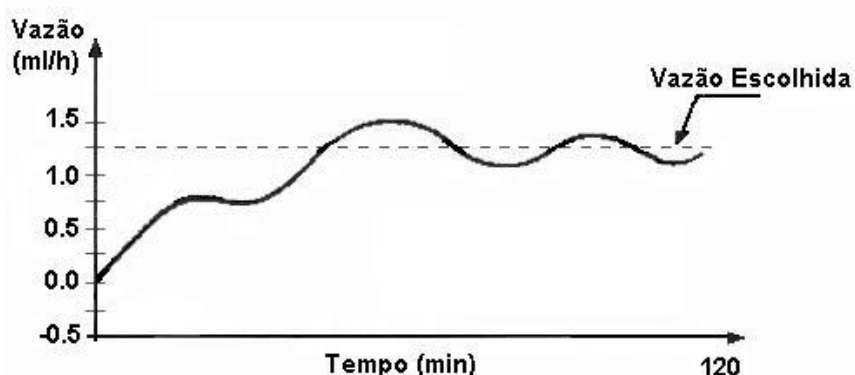


Figura 15 – Exemplo de gráfico de partida, plotado durante o período de estabilização (ABNT, 1999).

O gráfico de partida, em geral, é elaborado com os dados obtidos durante as duas primeiras horas de ensaio. Para as bombas de infusão ambulatoriais, o gráfico de partida é plotado com base nas primeiras 24 horas de ensaio.

O gráfico da curva de trombeta (Figura 16) visa quantificar a exatidão da vazão média sobre os períodos ou janelas de observação específicas. As variações são apresentadas somente como erros percentuais máximos (Epmax) e mínimos (Epmin) a partir da vazão global média (erro percentual médio geral) dentro da janela de observação (ABNT, 1999). Este gráfico é utilizado para avaliar se a bomba é adequada para o tipo de terapia em questão. O profissional irá correlacionar o tempo de atuação da droga administrada com o intervalo da janela de observação. Decide então, se a bomba é adequada para a aplicação em particular (FERRARI & BEECH, 2003; ECRI, 1998b).

Conforme estudo realizado por ALVES (2002), os fabricantes de bombas de infusão em sua grande maioria não incluem nos manuais de seus equipamentos os gráficos das curvas de partida e de trombeta, não estando, portanto, em conformidade com a norma NBR IEC 60601-2-24.

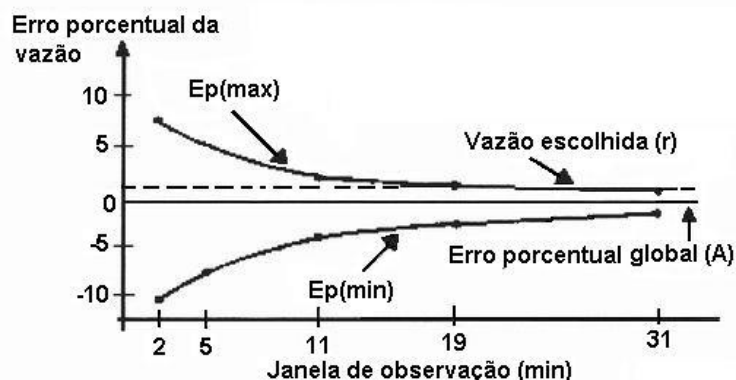


Figura 16 – Exemplo de gráfico de curva de trombeta. A linha tracejada indica a vazão escolhida (r) para realização do ensaio (ABNT, 1999).

O gráfico de curva de trombeta é traçado com os dados obtidos durante a segunda e última hora do período de ensaio (bombas volumétricas e de seringa). Recomenda-se que as bombas de infusão não apresentem variações superiores a 5 % nos valores dos gráficos de partida e trombeta (ECRI, 1998a).

2.6.1.2 Medição da pressão de oclusão

Os ensaios relacionados à pressão de oclusão são de vital importância. Como os equipamentos geram pressão positiva para a administração do fluido, é necessário sua constante monitoração. Portanto, deve-se garantir que os sensores associados a esta monitoração estejam em perfeito estado de funcionamento. De outra forma, graves consequências podem ocorrer, principalmente em pacientes que recebem tratamento para regulação da pressão arterial. Danos ao equipo, vazamentos e separação dos componentes podem ocorrer com pressões elevadas (acima de 1034,3 mmHg ou 20 psi). Segundo o ECRI, pressões de até 206,8 mmHg (4 psi) são suficientes para a maioria das infusões.

2.6.1.3 Medição do volume de bolus

Segundo a ABNT (1999), volume de bolus é uma quantidade discreta de líquido entregue em um curto intervalo de tempo. Alguns tipos de bombas de infusão possuem a função de administração de bolus. Estas bombas são utilizadas quando existe necessidade de infusão de drogas altamente concentradas em pequenos volumes. Na ocasião de uma oclusão do equipo, pode ocorrer à administração de bolus indesejado, o que viria acarretar riscos ao paciente. Frente a isso, justifica-se a realização do procedimento de avaliação do

volume de bolus. Conforme o ECRI (1998a), após o processo de oclusão, o líquido retido no equipo (em função de sua dilatação) não deve ultrapassar 0,5 ml.

2.6.2 Procedimento para ensaio de bombas de infusão volumétricas

Esta seção aborda os procedimentos para testar as características de saída das bombas de infusão volumétricas. Para que se possa descrever o ensaio das bombas de infusão, é necessário conhecimento prévio dos termos utilizados durante a análise (Tabela 1).

Tabela 1 – Definição dos termos relativos ao ensaio das bombas de infusão volumétricas e de seringa (ABNT, 1999).

Termo	Descrição
T	Duração total do ensaio
T ₀	Designado como as duas primeiras horas do período de ensaio
T ₁	Designado como a segunda hora do período de ensaio
T ₂	Designado com o a última hora do período de ensaio
T _x	Período de ensaio especificado como T ₀ , T ₁ ou T ₂
E.P.G.A	Erro percentual global apresentado pela bomba durante a segunda hora de ensaio.
E.P.G.B	Erro percentual global apresentado pela bomba durante a última hora de ensaio.

Conforme a norma NBR IEC 60601-2-24, para a realizar dos ensaios que caracterizam a saída das bombas de infusão volumétricas, são necessários os seguintes materiais e equipamento:

- Jogo de equipo novo recomendado pelo fabricante;
- Agulha (18G; 1,2 mm);
- Água para utilização médica (água para injeção) como solução a ser infundida;
- Balança com exatidão de quatro casas decimais.

Os itens mostrados acima devem ser montados segundo a configuração mostrada na Figura 17. O equipamento deve ser preparado com a solução de ensaio de acordo com as instruções de uso do fabricante (ABNT, 1999).

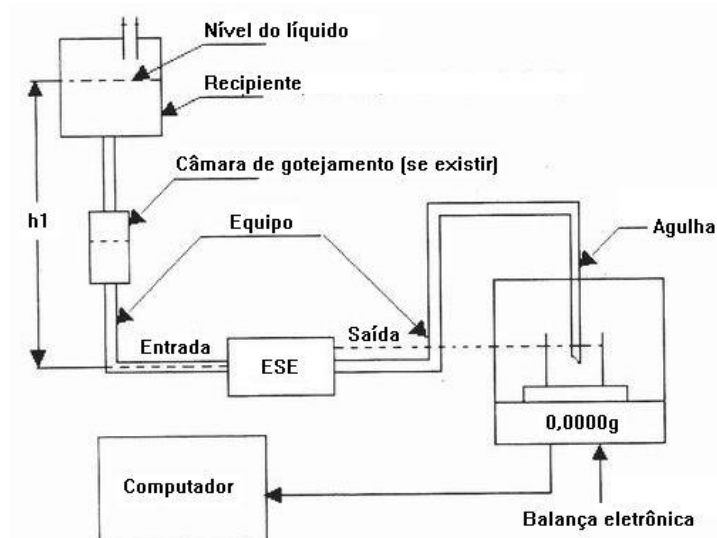


Figura 17 – Montagem para a realização dos ensaios em bombas de infusão volumétricas (ABNT, 1999).

Inicialmente, é realizado o ensaio de vazão mínima. O equipamento sobre ensaio (ESE) deve ser programado para infundir a menor vazão permitida, desde que esta não seja menor que 1 ml/h (ABNT, 1999).

O procedimento para determinação do período de ensaio T é realizado da seguinte maneira: o período de ensaio deve ser igual ao intervalo recomendado de substituição do equipo, se houver fluido suficiente no reservatório. Caso não haja fluido suficiente, calcular a duração do período de ensaio, dividindo o volume total do líquido no reservatório pela vazão selecionada (ABNT, 1999).

O ensaio de vazão mínima das bombas de infusão volumétricas deve ser realizado através dos seguintes procedimentos:

- Ajustar a vazão exigida de acordo com o teste que vai ser realizado (teste de vazão mínima ou intermediária). Ajustar o intervalo de amostragem S para 0,5 minutos e iniciar o ensaio simultaneamente com o funcionamento do equipamento;
- Plotar o gráfico do fluxo Q_i (ml/h) em função do tempo T_0 (min) para as duas primeiras horas do período de ensaio;
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min), em função da duração da janela de observação P (min) e o erro percentual global A , medido sobre o período de análise T_1 (min) da segunda hora do período de ensaio.
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min), em função da duração da janela de observação P (min) e o erro percentual global

B, medido sobre o período de análise T_2 (min) da última hora do período de ensaio.

No processo de análise da vazão intermediária, a bomba a ser ensaiada deve ser programada para infundir um fluxo de 25 ml/h. Os procedimentos para a realização deste ensaio são iguais aos citados anteriormente para ao ensaio de vazão mínima.

Outro ensaio a ser realizado com vazão intermediária deve seguir os seguintes procedimentos:

- Para bombas de infusão volumétricas, realizar o ensaio na vazão intermediária durante um período de 120 minutos, com uma contra pressão de +13,33 kPa (+100 mmHg) e -13,33 kPa (-100 mmHg);
- Repetir o ensaio na vazão intermediária por um período de 120 minutos, com o reservatório de alimentação a uma distância de 0,5 metros abaixo do mecanismo da bomba, utilizando o mesmo equipo.

Para ambos procedimentos, devem ser plotados os gráficos da vazão real, da variação percentual E_{pmax} e E_{pmin} (curva de trombeta) e do erro percentual médio geral A.

No processo de ensaio onde é exigido contra pressão de -100 mmHg e +100 mmHg com o intuito de simular líquidos mais viscosos, devem ser utilizadas agulhas 21G (0,8 mm) e 18G (1,2 mm), ambos com 40 mm de comprimento (ABNT, 1999). As equações necessárias para os cálculos da vazão real, variação percentual E_{pmax} e E_{pmin} e do erro percentual médio geral A estão no Anexo A.

Para a realização do ensaio de vazão de bolus nas bombas de infusão volumétricas, o material utilizado é o mesmo do ensaio de vazão mínima e intermediária.

A montagem deve ser realizada segundo a configuração mostrada na Figura 17. O equipamento deve ser preparado com a solução de ensaio de acordo com as instruções de uso do fabricante (ABNT, 1999).

O processo de ensaio deve seguir os seguintes procedimentos:

- O equipamento deve ser ajustado para fornecer o volume de bolus no ajuste mínimo;
- Ligar o equipamento e pesar 25 bolus entregues sucessivamente;
- Calcular a média e o desvio percentual a partir do valor ajustado;

- Selecionar as vazões com os desvios máximos positivo e negativo do valor ajustado e expressar como desvios percentuais do valor ajustado.

Este ensaio deve ser repetido com o equipamento no ajuste de bolus máximo (ABNT, 1999).

No ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus, deve-se utilizar a montagem mostrada na Figura 18. Na execução do ensaio, é utilizada água para utilização médica (água para injeção) como solução a ser infundida. Este teste deve ser realizado sob condições ambientais de 20 °C, ± 2 °C de temperatura e 65 %, ± 5 % de umidade relativa do ar. Para a realização do ensaio, o equipamento deve ser operado de acordo com as instruções do fabricante. O processo de ensaio deve seguir os seguintes procedimentos:

- Preencher o equipo e a tubulação conectada ao medidor de pressão;
- Selecionar a vazão intermediária e a pressão de alarme de oclusão especificada pelo fabricante (se a pressão de alarme pode ser selecionada, ajustar para o mínimo);
- Conectar a extremidade do paciente da linha do paciente à torneira de três vias;
- Abrir a torneira de três vias para o recipiente coletor e ligar o equipamento para permitir que a vazão se torne constante;
- Fechar a torneira de três vias e medir a pressão de oclusão;
- Medir o tempo transcorrido entre o fechamento de torneira de três vias e o acionamento do alarme de oclusão;
- Esvaziar o recipiente coletor e abrir a torneira de três vias para coletar o volume do bolus gerado como resultado da oclusão, até que a pressão seja reduzida para a pressão atmosférica.

Se a pressão de alarme pode ser selecionada, repetir o ensaio para a pressão máxima.

Para a realização deste teste, é recomendado que a pressão não exceda os limites especificados pelo fabricante, e que esta não ultrapasse 1034,3 mmHg (20 psi). Quanto ao volume gerado no processo de teste, é recomendado que não seja maior que 0,5 ml (ECRI, 1998a).

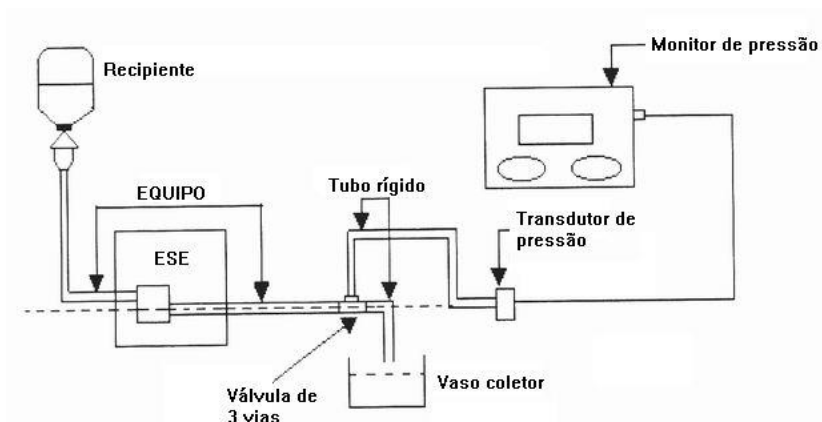


Figura 18 – Montagem para a realização dos ensaios de pressão de oclusão (ABNT, 1999).

2.6.3 Procedimento para ensaio de bombas de infusão de seringas

De acordo com a norma NBR IEC 60601-2-24, para os ensaios de avaliação das características de saída das bombas de infusão de seringa, utilizam-se os seguintes materiais e equipamentos:

- Jogo de equipo novo recomendado pelo fabricante;
- Agulha (18G; 1,2 mm);
- Água para utilização médica (água para injeção) como solução a ser infundida;
- Balança com exatidão de quatro casas decimais.

Estes itens devem ser empregados segundo a configuração mostrada na Figura 19. O equipamento deve ser preparado com a solução de ensaio de acordo com as instruções de uso do fabricante (ABNT, 1999).

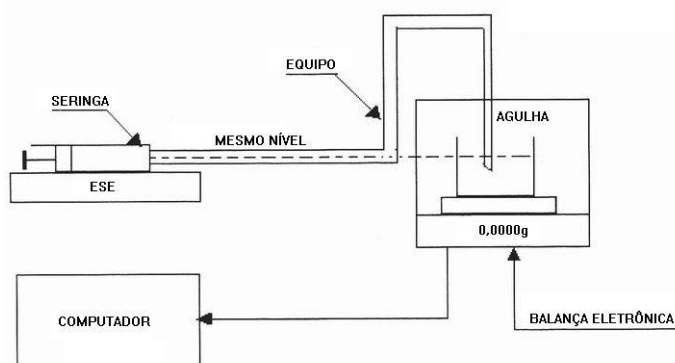


Figura 19 – Montagem para a realização dos ensaios das bombas de seringa (ABNT, 1999).

Para determinar o período de ensaio, o procedimento é idêntico ao

realizado para as bombas de infusão volumétricas. O período de ensaio deve ser igual ao intervalo recomendado de substituição do equipo, se houver fluido suficiente no reservatório. Caso contrário, calcular a duração do período de ensaio, dividindo o volume total do líquido pela vazão selecionada (ABNT, 1999).

Na realização do ensaio de vazão mínima, a bomba de seringa a ser ensaiada deve ser programada para infundir a menor vazão permitida, desde que esta não seja menor que 1 ml/h (ABNT, 1999).

O ensaio de vazão mínima das bombas de infusão de seringa deve ser realizado através dos seguintes procedimentos:

- Ajustar a vazão exigida de acordo com o teste que vai ser realizado (teste de vazão mínima ou intermediária), ajustar o intervalo de amostragem S para 0,5 minutos e iniciar o período de ensaio simultaneamente com o início do funcionamento do equipamento;
- Plotar o gráfico do fluxo Q_i (ml/h) em função do tempo T_0 (min) para as duas primeiras horas do período de ensaio;
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min), em função da duração da janela de observação P (min) e o erro percentual médio geral A , medido sobre o período de análise T_1 (min) da segunda hora do período de ensaio.
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min), em função da duração da janela de observação P (min), e o erro percentual médio geral B , medido sobre o período de análise T_2 (min) da última hora do período de ensaio.

Para o ensaio de vazão intermediária, a bomba a ser ensaiada deve ser programada para infundir um fluxo de 5 ml/h. Os procedimentos para a realização deste ensaio são iguais aos citados anteriormente para ao ensaio de vazão mínima.

Também deve ser realizado ensaio de vazão intermediária, acrescentando o seguinte procedimento:

- Realizar o ensaio na vazão intermediária durante um período de 120 minutos, com uma contra pressão de +100 mmHg (+1,93 psi) e -100 mmHg (-1,93 psi).

Para este procedimento, os gráficos da vazão real, variação percentual E_{pmax} e E_{pmin} (curva de trombeta) e do erro percentual médio geral A , também devem ser plotados.

Neste procedimento de ensaio, requer-se uma contra pressão de -100 mmHg e +100 mmHg com o intuito de simular líquidos mais viscosos. Desta forma, devem ser utilizadas agulhas de 40 mm dos tipos 21G (0,8 mm) e 18G (1,2 mm) (ABNT, 1999). As equações necessárias para os cálculos da vazão real, variação percentual E_{pmax} e E_{pmin} e do erro percentual médio geral A e B estão no Anexo A.

Para a realização do ensaio de vazão de bolus nas bombas de infusão de seringa, utilizam-se os mesmos materiais e equipamento requerido pelo ensaio de vazão mínima e intermediária (NBR IEC 60601-2-24).

Os materiais e equipamentos devem ser montados segundo a configuração mostrada na Figura 19. O equipamento deve ser preparado com a solução de ensaio de acordo com as instruções de uso do fabricante (ABNT, 1999).

O processo de ensaio deve seguir os seguintes passos:

- O equipamento deve ser ajustado para fornecer o volume de bolus no ajuste mínimo;
- Ligar o equipamento e pesar 25 bolus entregues sucessivamente;
- Calcular a média e o desvio percentual a partir do valor ajustado;
- Selecionar as vazões com os desvios máximos positivo e negativos do valor ajustado e expressar como desvios percentuais do valor ajustado.

Este ensaio deve ser repetido com o equipamento no ajuste de bolus máximo (ABNT, 1999).

Para a realização do ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus, o procedimento é idêntico ao realizado para as bombas de infusão volumétricas.

2.6.4 Procedimento para ensaio de bombas de infusão ambulatoriais

Neste item, serão abordados os procedimentos de ensaio para as bombas de infusão ambulatoriais do tipo I, II, III, IV e V. Para que se possa descrever o ensaio das bombas de infusão ambulatoriais, é necessário o conhecer os termos utilizados durante o processo de análise (Tabela 2).

Tabela 2 – Definição dos termos relativos aos períodos de ensaio das bombas de infusão ambulatoriais (ABNT, 1999).

Termo	Descrição
T ₁	Período de estabilização (primeiras 24 horas de ensaio)

T_2	Designado como o fim do período de estabilização até o fim do ensaio
-------	--

2.6.4.1 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo I

Para a realização dos ensaios com as bombas de infusão ambulatoriais, utilizam-se os mesmos materiais e equipamentos do que aqueles empregados no ensaio de bombas de infusão de seringa (ABNT, 1999).

Para execução do ensaio de vazão mínima, a bomba de infusão deve ser programada para infundir a menor vazão permitida indicada pelo fabricante (ABNT, 1999).

O ensaio de vazão mínima das bombas de infusão ambulatoriais do tipo I deve ser realizado através dos seguintes procedimentos:

- Ajustar o intervalo de amostragem S para 15 minutos e iniciar o período de ensaio simultaneamente ao do funcionamento do equipamento;
- Permitir que o equipamento funcione por um período equivalente à metade do volume do recipiente ou 24 horas (o que for menor). Este é definido como período de estabilização T_1 ;
- Continuar o ensaio por mais 25 horas ou até que o fluido se esgote;
- Plotar o gráfico do fluxo Q_i em função do tempo (min) para o período de ensaio T_1 ;
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min) em função da duração da janela de observação P (min) e o erro percentual médio geral A , medido sobre o período de análise T_2 (min).

O fluxo Q_i é plotado com um intervalo de amostragem de 30 minutos.

Este processo de ensaio deve ser repetido para a vazão intermediária indicada pelo fabricante (ABNT, 1999). As equações necessárias para os cálculos da vazão real, variação percentual $E_{p,max}$ e $E_{p,min}$ e do erro percentual médio geral A estão no Anexo A.

2.6.4.2 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo II

Neste tipo de bomba de infusão, antes que seja iniciado o processo de ensaio, deve ser determinado o ciclo de disparos do equipamento. Este procedimento é executado através dos seguintes passos:

- Medir o tempo em minutos para 20 ciclos de disparos sucessivos na

vazão intermediária (fornecida pelo fabricante);

- Calcular a duração média do ciclo de disparos I (min);
- Calcular o intervalo de amostragem S através da equação 1.

$$S = K \times I(\text{min}) \quad (1)$$

onde:

S é o intervalo de amostragem;

I é o ciclo de disparos;

Se o ciclo de disparos I for maior que 0,5 minutos, então:

K deverá ser a constante inteira 1.

Se o ciclo de disparos I for menor que 0,5 minutos, então:

K deverá uma constante inteira que faça $K \times I$ aproximadamente igual a 0,5 minutos.

Após a determinação do intervalo de amostragem S , a aparelhagem de medição deve ser sincronizada para medir a massa do fluido infundido fornecido nas seqüências sucessivas de disparos (ABNT, 1999).

O ensaio das bombas de infusão ambulatoriais do tipo II deve ser realizado através dos seguintes passos:

- Ajustar o equipamento para a vazão intermediária;
- Permitir que o equipamento funcione por um período equivalente a metade do volume do recipiente ou 24 horas (o que for menor). Este é definido como período de estabilização T_1 ;
- Continuar o ensaio sem parar o equipamento por mais 100 intervalos de amostragem;
- Plotar o gráfico do fluxo Q_i em função do tempo (min) para o período de ensaio T_1 ;
- Plotar o gráfico da variação de E_p (Max) e E_p (min) em função da duração da janela de observação P (min) e o erro percentual médio geral A , medido sobre o período de análise T_2 (min).

O fluxo Q_i é plotado com um intervalo de amostragem de 30 minutos.

As equações necessárias para os cálculos da vazão real, variação percentual $E_{p\max}$ e $E_{p\min}$ e do erro percentual médio geral A estão no Anexo A.

2.6.4.3 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo III

Os procedimentos de ensaio das bombas de infusão ambulatoriais do tipo

III devem ser realizados conforme o ensaio de vazão de bolus executado para as bombas de infusão volumétricas ou de seringa.

2.6.4.4 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo IV

Os procedimentos de ensaio das bombas de infusão ambulatoriais do tipo IV devem ser realizados conforme as prescrições para o ensaio das bombas de infusão ambulatoriais do tipo I e II, como apropriado (segundo orientações do fabricante da bomba).

2.6.4.5 Bombas de infusão ambulatoriais do tipo V

Os procedimentos de ensaio das bombas de infusão ambulatoriais do tipo V devem ser realizados conforme as prescrições para o ensaio das bombas de infusão volumétricas, de seringa e ambulatoriais do tipo I, II, III, e IV, como for apropriado.

Para a realização do procedimento de ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus para as bombas de infusão ambulatoriais, deve-se utilizar a aparelhagem mostrada na Figura 18. Para a execução do ensaio, é utilizada água para utilização médica (água para injeção) como solução a ser infundida, e devem ser observadas as condições ambientais de 20 °C, ± 2 °C de temperatura e 65 %, ± 5 % de umidade relativa do ar. O equipamento deve ser operado de acordo com as instruções do fabricante.

O processo de ensaio deve seguir os seguintes procedimentos:

- Preencher o equipo e a tubulação conectada ao medidor de pressão;
- Selecionar a vazão intermediária;
- Conectar a extremidade do paciente da linha do paciente ao sistema medidor de pressão, ligar o equipamento e medir a pressão de oclusão;
- Desligar o equipamento e desconectar do medidor de pressão;
- Abrir o equipo para a atmosfera;
- Fechar a extremidade do paciente da linha do paciente;
- Religar o equipamento e esperar que seja acionado o alarme de oclusão ou que o equipamento pare;
- Coletar o volume do bolus gerado como resultado da oclusão.

Se a pressão de alarme pode ser selecionada, repetir o ensaio para a pressão máxima.

Para a realização deste teste, é recomendado que a pressão não exceda os limites especificados pelo fabricante, e que esta não ultrapasse 1034,3 mmHg (20 psi). Quanto ao volume gerado no processo de teste, é recomendado que não seja maior que 0,5 ml (ECRI, 1998a).

2.7 Características do Sistema de Instrumentação

Após análise da norma, foi elaborada uma relação dos equipamentos necessários para a realização dos ensaios das características dos dados de saída das bombas de infusão. Os itens relacionados são:

- Balança com resolução de quatro casas decimais;
- Medidor de pressão de líquidos, com faixa de trabalho de 0 a 1034,3 mmHg (20 psi);
- Sensor de temperatura e umidade relativa (necessário para que possamos considerar as condições ambientais de realização dos ensaios);
- Software de análise específico para PC.

De posse destas informações, projetou-se e implementou-se um sistema (hardware e software) capaz de realizar a tarefa de analisar os dados de saída de bombas de infusão. Esta etapa do trabalho será descrita no próximo capítulo.

3. O SISTEMA DESENVOLVIDO

Visando atender os requisitos para o protótipo, definidos no capítulo anterior, o circuito foi estruturado de acordo com o diagrama de blocos mostrado na Figura 20.

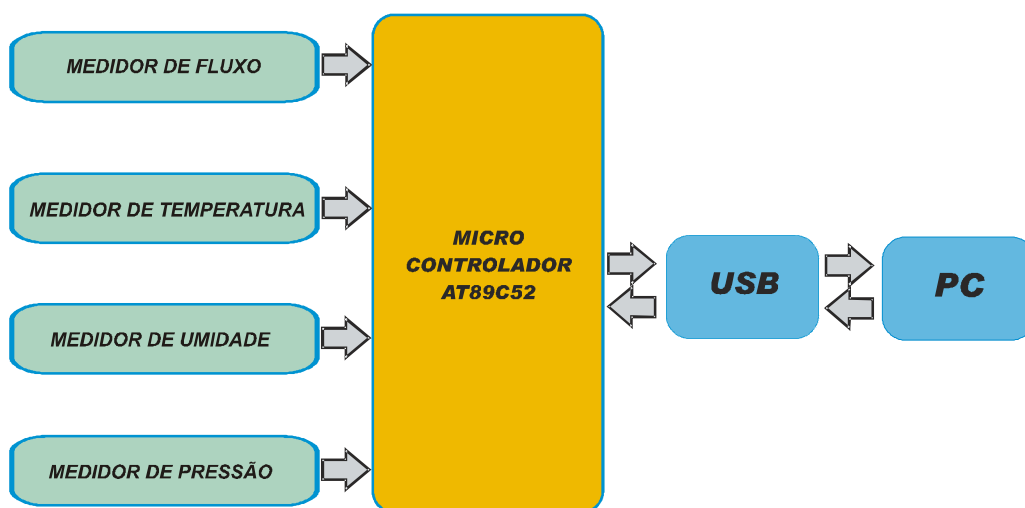


Figura 20 - Diagrama de blocos do sistema proposto.

Para configurar os sensores, ler e enviar os dados para um PC, foi utilizado um sistema microcontrolado baseado na arquitetura do 8051, o AT89C52 (Atmel). Foram empregados na construção do medidor de fluxo, necessário à realização dos ensaios de vazão de equipamento bombas de infusão, uma célula de carga e um conversor A/D de 24 bits. Para realizar o ensaio de pressão de oclusão, foi utilizado um sensor de pressão com membrana de silicone. Em conjunto com o sensor de pressão, foi utilizado conversor A/D de 24 bits. Para que se possa averiguar se o ambiente é adequado para a realização dos ensaios, faz-se necessário o uso de sensores de temperatura e umidade. O sensor de temperatura utilizado foi o DS2438 (Dallas Semiconductor), e o sensor de umidade utilizado foi o HIH3610 fabricado pela empresa Honeywell.

Na tarefa de envio dos dados para o PC, decidiu-se pela utilização do protocolo USB. Para visualização dos dados no PC, foi desenvolvido software específico em C++ Builder que faz a interface com o usuário. Este software tem como função, receber os dados provenientes do protótipo e traçar as curvas que são necessárias para a avaliação do equipamento. As próximas seções detalham cada um destes módulos.

3.1 O Microcontrolador

Microprocessadores utilizam vários periféricos externos para executar as tarefas propostas. Microcontroladores possuem, além de uma CPU, outros periféricos integrados, como memórias ROM e RAM, temporizadores contadores, interfaces de comunicação e conversores analógicos digitais. Com isso, os microcontroladores permitem implementar sistemas mais compactos de menor custo quando comparados àqueles baseados em microprocessadores.

Optou-se pela utilização de um microcontrolador bastante difundido na área da instrumentação, o AT89C52 (ATMEL), em conjunto com um dispositivo que irá disponibilizar a comunicação USB, o FT245AM (FTDI LTDA), que será descrito com mais detalhes na Seção 3.6.1. As principais características deste microcontrolador são:

AT89C52:

- 256 bytes de RAM interna;
- 8 kbytes de memória de programa;
- Quatro portas de IO para uso geral (P0, P1, P2 e P3);
- Canal serial;
- 8 fontes de interrupção;
- Clock de 0 a 24 Mhz;
- Tensão de alimentação de 5 V.

Para reduzir o tempo de desenvolvimento, utilizou-se placa de circuito impresso para o microcontrolador AT89C52, elaborada por ENDRES (2003). O próximo passo foi desenvolver o software para o microcontrolador visando a realização das tarefas de leitura e envio das informações ao PC.

O sistema microcontrolado baseado no AT89C52, é mostrado na Figura 21.

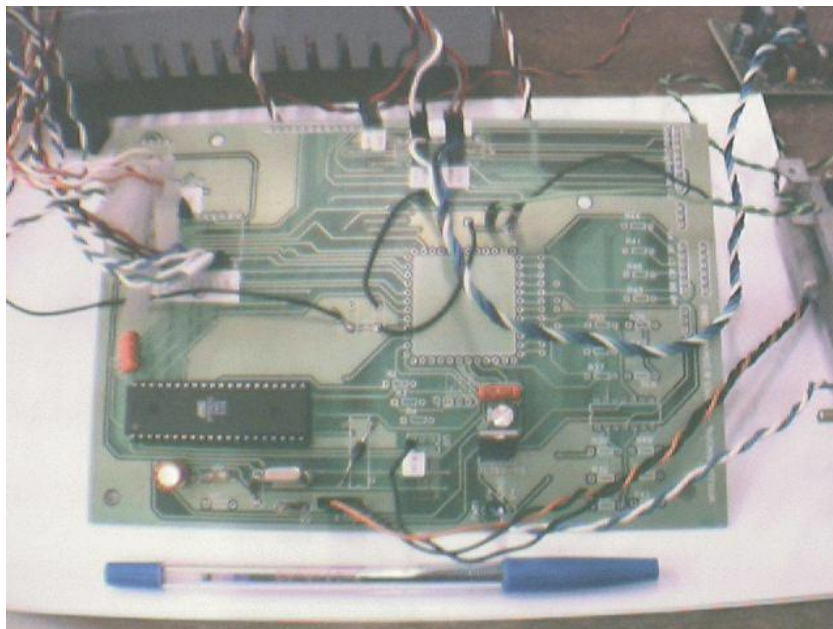


Figura 21 – Sistema microcontrolado utilizando o AT89C52.

3.2 Medidor de Fluxo

A utilização de células de carga como transdutores de medição de força abrange uma ampla gama de aplicações, que vai desde balanças comerciais até a automatização e controle de processos industriais.

3.2.1 Célula de Carga

A célula de carga empregada utiliza quatro extensômetros em ponte de *Wheatstone* (Figura 22b). O desbalanceamento da ponte, em virtude da deformação dos extensômetros, é proporcional à força aplicada. Esta força pode ser determinada através da medição deste desbalanceamento.

Seu princípio de funcionamento baseia-se na variação da resistência ôhmica do extensômetro (*strain gage*) quando este é submetido a uma deformação (Figura 22a).

Os extensômetros são colados a uma peça metálica (alumínio, aço ou liga cobre-berílio), denominada corpo da célula de carga de maneira a tornarem-se inteiramente solidários à sua deformação. Quando a força atua sobre o corpo da célula de carga, a sua deformação é transmitida aos extensômetros, que, por sua vez, têm suas resistências alteradas, gerando conseqüentemente uma diferença de tensão na saída da ponte de *Wheatstone*. As células de carga utilizadas são do tipo *single point* (Figura 22c), ou seja, a força é aplicada apenas em uma

determinada região da célula. No caso das células utilizadas em aplicações com balanças, esta aplicação ocorre em um único sentido.

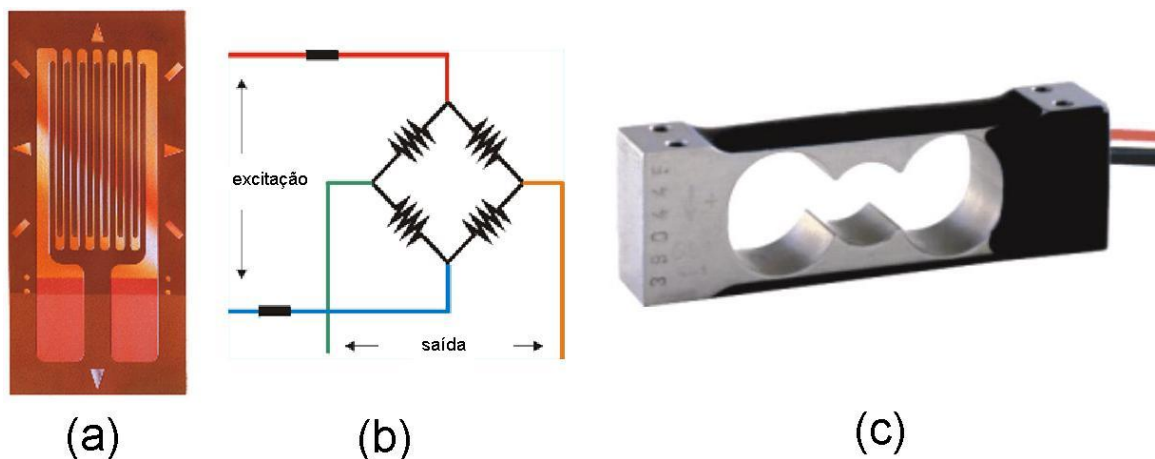


Figura 22 – Extensômetro (*Strain Gage*) (a), esquema de ligação da ponte de *Wheatstone* (b) e célula de carga tipo *Single Point* (c).

Foram realizados testes com duas células de carga. Uma foi desenvolvida por PEREIRA (2003) e outra cedida pela empresa WeigTech localizada no parque de incubadoras de Florianópolis (Tecnópolis). A célula desenvolvida por PEREIRA (2003) foi fornecida com poucos dados técnicos. A célula cedida pela empresa WeigTech é fabricada pela empresa alemã HBM (tipo *Single Point* modelo PW4K-C3), tendo sido fornecida com sua folha de dados. As características básicas de cada célula de carga são descritas nas Tabelas 3 e 4. Os testes mostrados nas Figura 23 e 24, foram realizados com o intuito de avaliar o comportamento das células de carga com relação à variação de temperatura.

Tabela 3 - Características básicas da célula de PEREIRA (2003).

Característica	Valores Típicos
Excitação	15 Vcc máx.
Impedância de saída	350 Ω
Carga máxima	200 gramas
Sensibilidade	0,7 mV/V

Tabela 4 - Características básicas da célula de carga da HBM (HBM).

Característica	Valores Típicos
Excitação	15 Vcc máx.
Impedância de saída	350 Ω

Carga máxima	2000 gramas
Sensibilidade	2m V/V
Temperatura de operação	-20 °C a +50 °C (possui circuito de compensação)

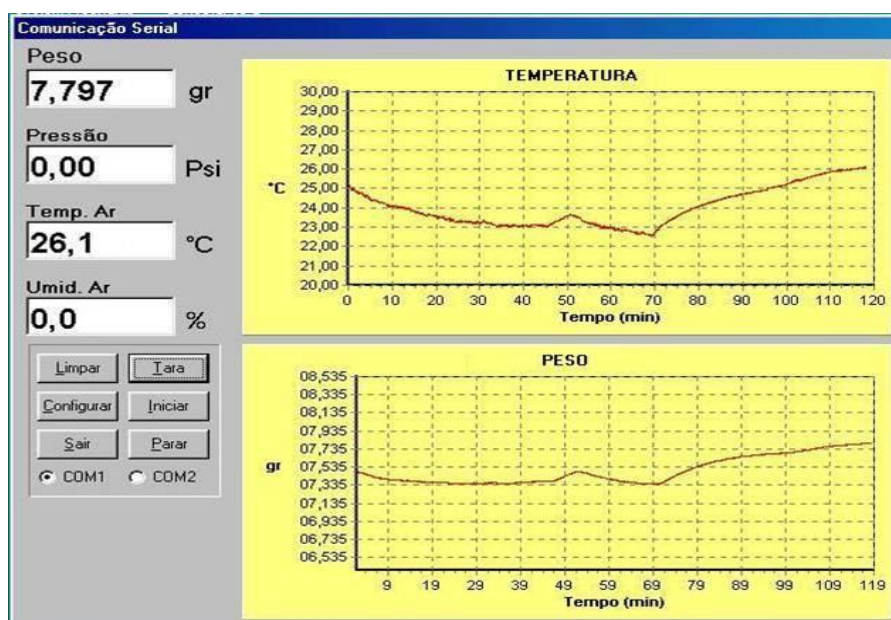


Figura 23 - Teste referente ao drift de temperatura realizado com a célula de carga de PEREIRA(2003).

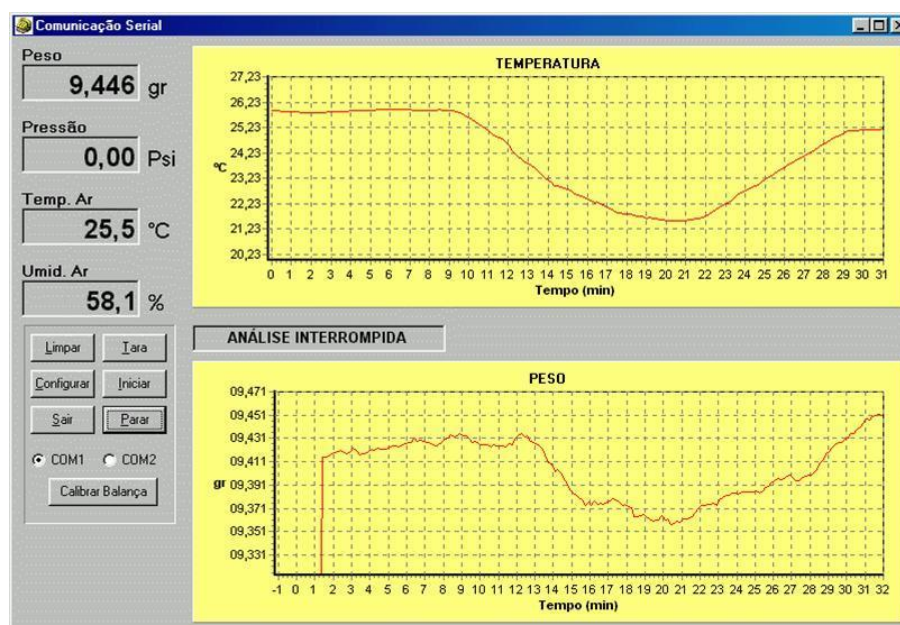


Figura 24 - Teste referente ao drift de temperatura realizado com a célula de carga HBM.

Com o intuito de avaliar a característica da célula de carga desenvolvida por PEREIRA (2003) quanto a variação de sua saída com a temperatura (*drift*),

realizou-se um ensaio com as duas células de carga, cujo procedimento é descrito a seguir.

Para a realização dos testes, a temperatura da sala foi alterada (reduzida) com o auxílio do equipamento de ar condicionado. A variação de temperatura do teste mostrado Figura 23 foi de aproximadamente 2,5 °C. No teste mostrado na Figura 24, houve uma queda 4,2 °C. Constatou-se que a célula de carga desenvolvida por PEREIRA (2003) apresentou maior variação (*drift*) com a temperatura, cerca de 132 mg/°C. Isto justifica-se pelo fato desta célula não possuir um circuito de compensação. A célula de carga cedida pela empresa WeigTech apresentou uma variação bem menor, aproximadamente 16 mg/°C. Este resultado é mais satisfatório, pois esta célula possui um circuito de compensação de temperatura.

O circuito de compensação de temperatura é composto de resistências especiais que variam com o calor de forma inversa à dos extensômetros. Estas resistências são introduzidas no circuito da ponte de Wheatstone. Baseado neste teste, optou-se pela utilização da célula de carga da HBM para a implementação do sistema de medida de fluxo.

3.2.2 O Conversor A/D

3.2.3 Diagrama Funcional de Blocos do AD7730

O componente AD7730BN, fabricado pela empresa Analog Devices, foi especialmente desenvolvido para aplicações com transdutores em ponte. Além de um conversor A/D sigma-delta de 24 bits com dois canais diferenciais de entrada, contém módulos analógicos para o desenvolvimento de medidores de pressão e balanças.

A Figura 25, apresenta o diagrama funcional de blocos do componente. Segue-se uma breve descrição de cada bloco do diagrama.

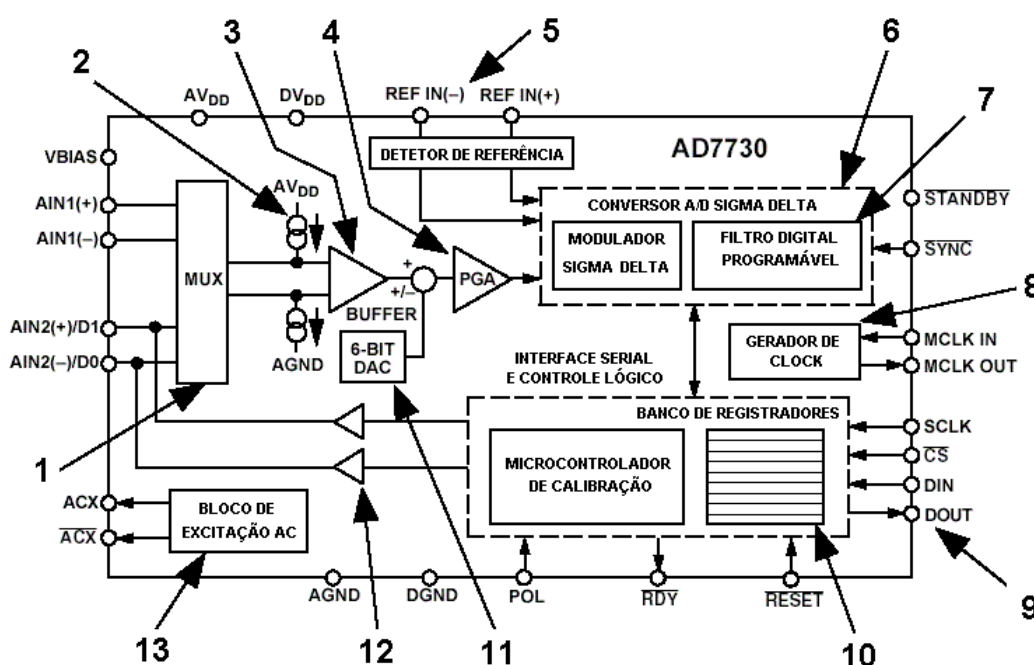


Figura 25 – Diagrama funcional de blocos do componente AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).

1. Multiplexador Analógico: Seleciona um dos dois canais diferenciais de entrada disponíveis para o *buffer*. Este multiplexador é controlado através da interface serial.
2. Fonte de Corrente *Burnout*: Duas fontes de corrente de 100 nA permitem ao usuário detectar se o transdutor do canal selecionado está em curto ou em circuito aberto.
3. Buffer: O *buffer* proporciona alta impedância para o estágio de entrada.
4. Amplificador de Ganho Programável: O amplificador de ganho programável disponibiliza quatro faixas de entrada unipolares (+10 mV a 80 mV) ou bipolares (± 10 mV a ± 80 mV).
5. Referência Diferencial: A entrada de referência para o componente é diferencial. A tensão de referência pode ser ajustada para 2,5 V ou 5 V.
6. Conversor A/D Sigma-Delta: A arquitetura sigma-delta assegura 24 bits de resolução. A entrada do conversor A/D sigma-delta pode ser chaveada, *chopping mode* (Anexo B) para se conseguir-se melhorar a performance do sistema com o cancelamento dos erros referentes aos *drifts* e ruído $1/f$.
7. Filtro Digital Programável: O filtro digital é composto de dois estágios. Dada sua importância na performance da medição, este tópico será detalhado na Seção 3.2.4.

8. **Circuito de *Clock*:** A fonte de *clock* para o componente pode ser fornecida por uma fonte externa, por um cristal, ou ainda por um ressonador cerâmico, conectados aos seus pinos de *clock*.
9. **Interface Serial:** A interface serial do componente utiliza apenas três fios. Todas as funções do componente podem ser acessadas a partir desta interface.
10. **Banco de Registradores:** Treze registradores controlam todas as funções do componente, também fornecem o *status* do sistema e o resultado da conversão.
11. **Conversor D/A para Remoção do Offset:** Permite gerar uma tensão que pode ser somada ou subtraída do sinal analógico de entrada antes que este seja aplicado ao amplificador de ganho programável.
12. ***Drivers* de Saída:** O segundo canal de entrada analógica pode ser reconfigurado para funcionar como duas portas digitais de saída. A programação é realizada através da interface serial.
13. **Circuito de Excitação AC:** A saída ACX fornece sinais usados para chavear a polaridade da tensão de excitação de circuito em ponte para aplicações utilizando excitação AC.

O AD7730 recebe sinais de baixa amplitude provenientes do transdutor, e os resultados da conversão analógica digital são disponibilizados através de uma interface serial de saída. O sinal diferencial na entrada é aplicado a um amplificador de ganho programável (PGA), cuja saída é suprida a um modulador analógico (modulador sigma-delta). A saída do modulador é processada por dois estágios de filtragem digital, cuja frequência de corte é programável.

O componente pode operar com uma fonte de alimentação simples de 5 V. Aceita 4 fundos de escalas para entrada analógica: unipolares (10 mV, +20 mV, +40 mV e +80 mV) ou 4 faixas bipolares: ± 10 mV, ± 20 mV, ± 40 mV e ± 80 mV. A resolução pico a pico que pode ser obtida com o componente é de 1 em 230,000 divisões. Na prática, dependendo da faixa de tensões de entrada que é selecionada (10 a 80 mV e ± 10 a ± 80 mV) e da utilização ou não dos filtros internos, esta resolução pode cair para 30,000 divisões.

A interface serial do componente pode ser configurada para operação com microcontroladores ou com DSPs.

O AD7730 apresenta duas opções de calibração, que são:

- Auto calibração de zero e fundo de escala;

- Calibração de zero e fundo de escala do sistema.

O tipo de calibração a ser realizada é programada através dos bits MD2, MD1 e MD0 do registrador de modo de operação (*mode register*). O processo de calibração no AD7730 remove os erros de *offset* e ganho do dispositivo.

No processo de calibração de escala, valores de tensão de referência são gerados para o ponto de zero e para o ponto de fundo de escala. Para o ponto de zero, o próprio componente curto-circuita a entrada analógica de sinal para gerar a tensão de referência de zero volts. Para o ponto de fundo de escala, o AD7730 utiliza uma tensão de referência gerada internamente.

O resultado da conversão de calibração de zero de escala é armazenado no registrador de calibração de *offset* para o canal selecionado. O resultado da conversão de calibração de fundo de escala é armazenado no registrador de calibração de ganho para o canal selecionado. Com estas leituras, o componente pode calcular o *offset* e a inclinação da reta de ganho (*slope*). Internamente no AD7730, os coeficientes são normalizados antes de serem usados para escalonar os valores que saem do filtro digital. O registrador de calibração de *offset* contém um valor que, quando normalizado, é subtraído de todos os resultados de conversão. O registrador de calibração de ganho contém um valor que, quando normalizado, é multiplicado por todos os resultados de conversão. O coeficiente de *offset* de calibração é subtraído do resultado antes da multiplicação pelo coeficiente de ganho. As características básicas do conversor A/D AD7730 podem ser observadas na Tabela 5 (ANALOG DEVICES, 1998).

Interiormente, o componente trabalha com 33 bits de resolução para determinar seu resultado de conversão que pode ser programado para 16 bits ou 24 bits. Neste processo, acontece também o ajuste do ganho do PGA (amplificador de ganho programável) para a faixa selecionada de tensão de entrada. No AD7730 pode ser de 10, 20, 40 ou 80 mV (unipolar ou bipolar). No protótipo, foi utilizada a faixa de 10 mV (unipolar), pois a célula de carga usada possui uma sensibilidade de 2 mV/V, para uma alimentação de 5 V. A faixa de tensões de entrada para o AD7730 de 0 V a 10 mV compreende toda a faixa de trabalho da célula de carga, que neste caso é de 0 Kg a 2 Kg.

Na calibração de zero e fundo de escala do sistema, executam-se os mesmos passos realizados no processo de auto calibração de zero e fundo de escala, porém, as tensões de referência (de zero e fundo de escala) são introduzidas pelo usuário. Durante o processo de calibração de zero e fundo de

escala do sistema, as tensões aplicadas na entrada do canal selecionado devem permanecer estáveis para que sejam obtidos resultados satisfatórios.

Tabela 5 – Características básicas do conversor A/D AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).

Característica	Valores Típicos
Resolução	24 bits
Faixa de entrada	0 a 10, 20, 40 e 80 mV (unipolar ou bipolar)
CMRR	120 dB
PSSR	120 dB
Taxa de amostragem	307 KHz máxima (com cristal de 5 MHz)
Taxa de atualização da saída	50 Hz a 1200 Hz

3.2.4 O Filtro Digital do AD7730

Dada sua grande importância no processo de conversão, esta seção discute o filtro digital que integra o AD7730.

O filtro digital do conversor AD7730 é composto por dois estágios. O primeiro estágio é um filtro Sinc passa-baixas, cuja principal função é remover o ruído de quantização introduzido pelo modulador sigma-delta. Este estágio possui dois modos distintos de operação, o modo chaveado (*chop mode*) e modo não chaveado (*nonchop mode*). Os modos se diferem quanto à performance na rejeição de ruído e *drift*, sendo o modo chaveado, o que apresenta melhor rendimento, em virtude de estar associado ao modo de excitação AC (Anexo B).

A taxa de atualização de saída (*output rate*) do AD7730 corresponde ao valor da frequência de corte deste filtro, que é programada através do seu registrador específico (*filter register*). A Figura 26 mostra a resposta de frequência do filtro utilizando-se $SF=512$ e $f_{clock}=4,9152$ MHz. Os valores escritos no registrador não alteram o nível de atenuação, mas somente a frequência de corte, e conseqüentemente, a taxa de atualização de saída do componente. No modo de operação chaveado (*chop mode*), utilizado no processo de excitação AC (Anexo B), a taxa de atualização e a frequência de corte do filtro é dada pela Equação 2:

$$Or = \frac{f_{CLK}}{16} \times \frac{1}{3 \times SF} \quad (2)$$

Onde:

Or : *Output rate*.

f_{CLK} : frequência de clock do cristal.

SF: valor (decimal) que deve ser carregado no registrador do filtro.

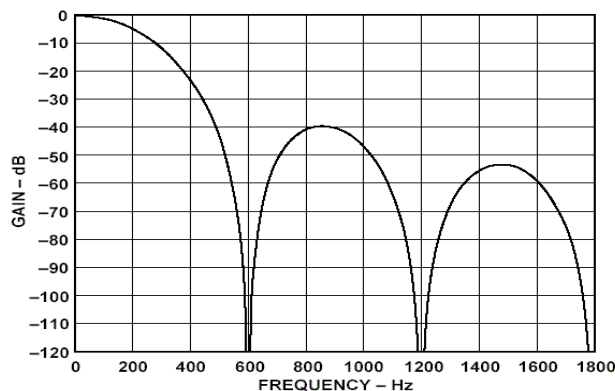


Figura 26 – Resposta de frequência do filtro do primeiro estágio (ANALOG DEVICES, 1998).

No projeto do medidor de fluxo, utilizou-se $SF=2048$ e $f_{clock}=4,9152$ MHz no modo chaveado, resultando em uma frequência de corte de 50Hz.

O segundo estágio de filtragem possui três modos de operação distintos. No primeiro modo, este estágio comporta-se como um filtro passa baixas do tipo FIR (*Finite Impulse Response*) que processa o resultado do primeiro estágio. O segundo modo de operação, denominado *FASTStep*, é ativado através do bit FAST no *filter register*. No modo *FASTStep*, o segundo estágio continua comportando-se como filtro FIR, porém, monitora constantemente a saída do primeiro estágio.

O processo de monitoração consiste em comparar o valor de saída presente com o valor de saída anterior do filtro do primeiro estágio. Quando é detectada uma diferença entre os valores (ordem de 1 % do valor de fundo de escala da faixa de entrada selecionada) este estágio realiza uma média móvel.

Ocorrendo a estabilização do valor presente na entrada analógica, (ou seja, quando o valor presente não excede mais do que 1 % o valor de fundo de escala da faixa selecionada), este segundo estágio retorna a operar como filtro FIR. O terceiro modo de operação consiste no desligamento deste estágio, ficando a filtragem restrita àquela do primeiro estágio.

A Figura 27 apresenta a resposta em frequência do filtro FIR do segundo estágio, utilizando $SF=512$ e $f_{clock}= 4,9152$ MHz, resultando em um valor de 7,9 Hz para f_{3dB} e 28 Hz para f_{STOP} (ANALOG DEVICES, 1998).

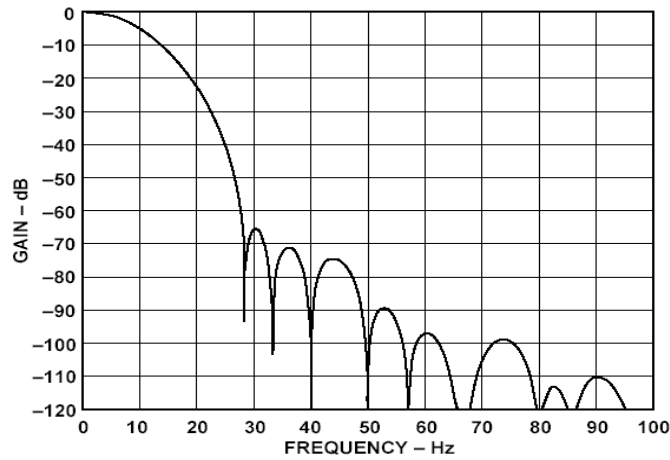


Figura 27 – Resposta em frequência do filtro (FIR) do segundo estágio de AD7730 (ANALOG DEVICES, 1998).

A frequência para uma atenuação de -3 dB e a *stopband* para o filtro do segundo estágio podem ser calculadas através das Equações 3 e 4, respectivamente.

$$f_{3dB} = 0.0395 \times \frac{f_{CLK}}{16} \times \frac{1}{3 \times SF} \quad (3)$$

Onde:

f_{3dB} : frequência no ponto de -3 dB de atenuação.

f_{CLK} : frequência de clock do cristal.

SF : valor (decimal) que deve ser carregado no registrador do filtro.

$$f_{STOP} = 0.14 \times \frac{f_{CLK}}{16} \times \frac{1}{3 \times SF} \quad (4)$$

Onde:

f_{STOP} : frequência de stopband.

f_{CLK} : frequência de clock do cristal.

SF : valor (decimal) que deve ser carregado no registrador do filtro.

No projeto do medidor de fluxo utilizou-se $SF=2048$ e $f_{clock}= 4,9152$ MHz. Com isso, os valores de f_{3dB} e f_{STOP} foram respectivamente 1,975 Hz e 7 Hz.

A placa de circuito impresso contendo o componente AD7730, juntamente com a fonte de alimentação e o driver para o circuito de alimentação (excitação AC) da célula de carga é mostrado na Figura 28.

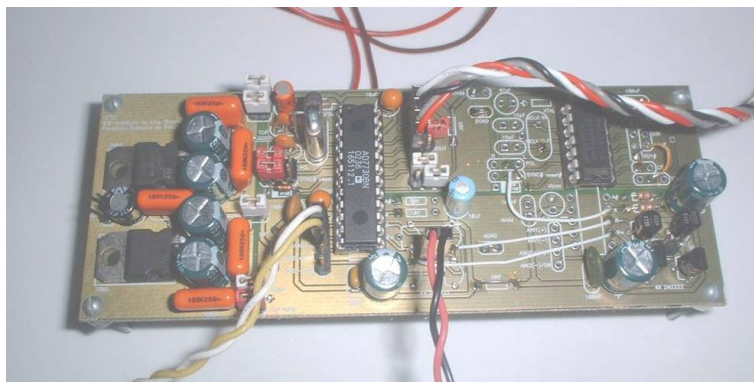


Figura 28 – Placa de circuito impresso contendo o componente AD7730, fonte de alimentação e circuito de alimentação da célula de carga.

3.3 Medidor de Temperatura

Para a função de medir temperatura ambiente, foi escolhido o componente DS2438 (DALLAS SEMICONDUCTOR). A escolha deveu-se ao fato de possuir integrado, um conversor AD de 10bits de acesso externo, sendo este utilizado na leitura do sensor de umidade HIH3610 (seção 3.4).

O DS2438 possui um protocolo de comunicação chamado *1-Wire*, o que simplifica grandemente a sua ligação física ao dispositivo de controle. A interface *1-Wire* é um protocolo de comunicação serial entre dispositivos eletrônicos, em que aquele que possui o software gerenciador é denominado de mestre, enquanto que os componentes *1-Wire* são denominados escravos (DALLAS). No protótipo, o dispositivo que contém o software de controle (mestre) é o microcontrolador 89C52.

As características elétricas do DS2438 referentes ao sensor de temperatura e ao conversor AD podem ser visualizadas nas Tabelas 6 e 7.

Tabela 6 – Características elétricas do componente DS2438 como sensor de temperatura (DALLAS SEMICONDUCTOR).

Característica	Valores Típicos
Faixa de Medição	-40 °C até +85 °C
Erro	±2 °C de -40 °C até +85 °C
Resolução	0,03125 °C (13 bits)
Tensão de Alimentação	2,4 a 10 Vdc
Consumo de Corrente	50 µA com alimentação de 10 Vdc

Tabela 7 – Características Elétricas do Conversor AD do Componente DS2438 (DALLAS SEMICONDUCTOR).

Característica	Valores Típicos
Resolução (bits)	10
Resolução (Tensão)	10 mV
Erro de Conversão	± 25 mV (máx: ± 75 mV)
Tensão de Alimentação	2,4 a 10 Vdc
Consumo de Corrente	50 μ A com alimentação de 10 Vdc

O esquema elétrico do circuito responsável pela leitura da temperatura e umidade é apresentado na Figura 29. Como pode ser visto, devido à utilização do sensor de temperatura com conversor AD incorporado DS2438, há redução do número de componentes do circuito.

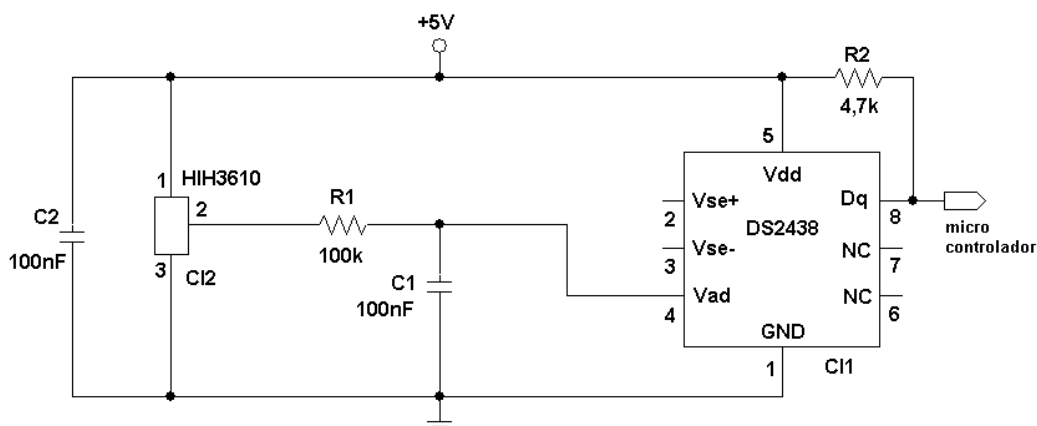


Figura 29 – Esquema elétrico do circuito utilizado para realizar as medições de temperatura e umidade.

3.4 Medidor de Umidade

O sensor de umidade relativa utilizado no projeto foi o HIH3610 (HONEYWELL). Este componente possui elemento transdutor do tipo capacitivo. Todo o circuito de condicionamento de sinal está contido no próprio CI. Suas principais características são apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8 – Principais Características do Sensor de Umidade HIH 3610 (HONEYWELL).

Parâmetro	Condição
Exatidão	± 2 % entre 0 e 100 % de umidade, 25 °C, Vcc=5 Vdc

Linearidade	$\pm 0,5 \%$
Repetitividade	$\pm 0,5 \%$
Tempo de Resposta	15 s com movimento lento de ar e temperatura de 25°C
Estabilidade	$\pm 1 \%$ com 50 % de umidade relativa em 5 anos de uso
Alimentação	4 Vdc a 5,8 Vdc
Corrente	200 μ A com alimentação de 5 Vdc
Faixa de Operação	0 % a 100 % sem condensação
Faixa de Temperatura	-40 °C a 85 °C

O sensor HIH3610 é fornecido com os seus dados de calibração. Este sensor entrega uma tensão contínua de saída, proporcional a umidade relativa. Esta tensão será, posteriormente, lida pelo conversor AD do componente DS2438, mencionado na seção anterior. Os dados de calibração supridos pelo fabricante do sensor utilizado no projeto estão descritos na Tabela 9 (HONEYWELL).

Tabela 9 – Dados de Calibração do Sensor de Umidade Relativa (HONEYWELL).

Modelo	HIH-3610
Tensão de saída para UR=0%	0,821 V
Tensão de saída para UR=75,3%	3,185 V
$\Delta V / \Delta UR$	31,4 mV/%UR
Equação para saída de tensão	$V_{out} = (0,0314 * UR) + 0,821$

A montagem do sensor de temperatura e umidade em sua própria placa de circuito impresso é mostrado a seguir na Figura 30. A placa de circuito impresso utilizada baseia-se em trabalho anterior deste laboratório (AGOSTINI, 2003).

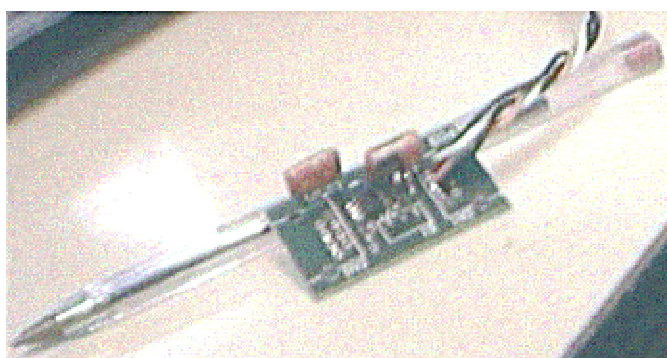


Figura 30 – Placa de circuito impresso contendo o sensor de temperatura e umidade.

3.5 O Sensor de Pressão

Para a implementação de um sistema que possa medir a pressão de oclusão de uma bomba de infusão, é necessário que o sensor de pressão possua as seguintes características:

- Permitir contato direto com o líquido utilizado no ensaio;
- Possuir uma faixa de trabalho de 0 a 1034,3 mmHg (20 psi). Pressões superiores a este valor danificam os conjuntos de aplicação de fluidos (equipos). Contudo, para a maioria das infusões, a pressão não ultrapassa 206,8 mmHg (4 psi) (ECRI, 1998a).

Depois de uma extensa pesquisa, uma única opção para o sensor de pressão foi encontrada. Esta dificuldade deveu-se ao fato do sensor ter que trabalhar diretamente em contato com líquidos nesta aplicação. O sensor em questão é fabricado pela empresa americana OMEGA que produz a série PX26. Estes sensores possuem membrana de silicone possibilitando o seu emprego em contato com líquidos. O sensor utilizado no projeto tem suas características mostradas na Tabela 10.

Tabela 10 – Especificações técnicas do sensor de pressão PX26-30GV (OMEGA).

Modelo	PX26-30GV
Sensibilidade	10 mV/V
Faixa de trabalho	0 mmHg a 1551,4 mmHg (0 a 30 psi)
Temperatura de trabalho	-40 °C a +85 °C
Compensação de temperatura	0 °C a 50 °C
Histerese e repetitividade	0,2 % (fundo de escala)
Linearidade	±0,25 % (fundo de escala)
Resistência de entrada	7,5 KΩ
Resistência de saída	2,5 KΩ
Tempo de resposta	1 ms

Para o sensor alimentado com 5 V, a faixa de tensões de saída varia entre 0 V e 50 mV. Portanto, utilizou-se a escala de 0 a 80 mV do conversor AD7730. Uma característica muito importante e bastante desejável deste sensor é sua sensibilidade (10 mV/V) frente àquela oferecida pela grande maioria dos sensores de pressão (2 mV/V). Assim, os problemas associados ao ruído e ao *offset* do

circuito são reduzidos, pois não são superiores ao nível de tensão produzido na saída do transdutor. O sistema implementado (Figura 31) é constituído basicamente de um conversor AD (AD7730) conectado diretamente à saída do sensor de pressão.

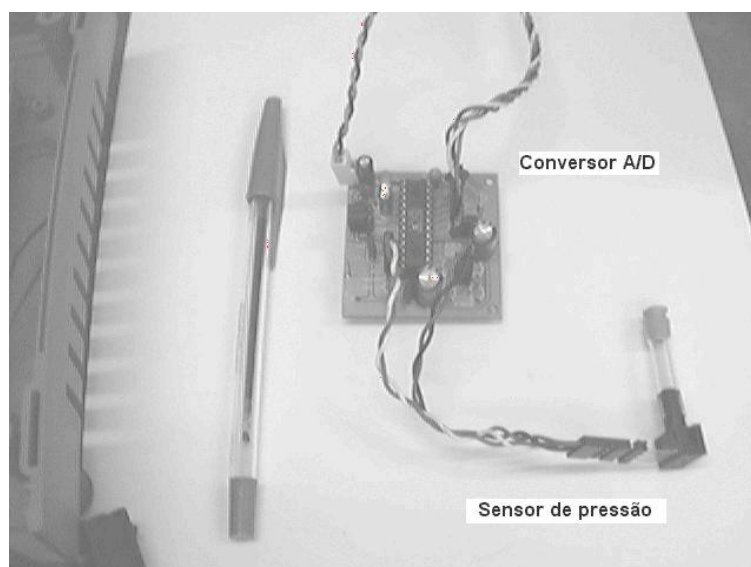


Figura 31 – Sistema implementado para medição da pressão de oclusão.

3.6 O Protocolo de Comunicação USB

O protocolo de comunicação USB é bastante flexível, possuindo quatro tipos de transferência de dados e três velocidades de trabalho. Tal versatilidade possibilita seu uso em grande gama de periféricos.

Quanto às velocidades de operação, a USB versão 1.1 opera a 1,5 Megabits por segundo ou 12 Megabits por segundo. Os dispositivos que utilizam estas velocidades são denominados *low-speed* e *full-speed*, respectivamente. Já a USB versão 2.0 trabalha com taxa de transferência de 480 Megabits por segundo (AXELSON, 1999).

Os quatro tipos de transferência de dados previsto no protocolo USB são (AXELSON, 1999):

Transferência de Controle: esta transferência habilita o *host* (computador principal de uma rede que comanda e controla as ações de outros computadores denominados escravos) a ler e configurar os escravos. Todos os dispositivos USB devem suportar este tipo de transferência;

Transferência tipo *Bulk*: é utilizada em situações onde a taxa de transferência não é crítica, como no envio de um arquivo para uma impressora

ou no recebimento dos dados de um scanner. Nestes casos, é desejável uma taxa de transferência bastante rápida, porém, os dados podem esperar se necessário. Ou seja, se o barramento está muito ocupado com outras transferências que têm prioridade, a transferência do tipo *bulk* deve esperar. De outra forma, se o barramento estiver ocioso, a transferência do tipo *bulk* é extremamente rápida. Somente componentes *full-speed* podem realizar a transferência do tipo *bulk*;

Transferência por Interrupção: é utilizada para dispositivos (escravos) que precisam a rápida atenção do *host* ou de outro escravo. Dispositivos *low-speed* podem transferir dados somente através deste tipo de transferência. Um teclado ou um *mouse*, usam a transferência por interrupção para enviar a tecla que foi pressionada e os dados referentes ao movimento. Ambos componentes *low-speed* e *full-speed* podem executar a transferência por interrupção;

Transferência Isócrona: é destinada para comunicação em que se necessita taxas de transferência constantes (como arquivos de áudio para serem reproduzidos em tempo real). Este é o único tipo de transferência que não suporta a retransmissão dos dados que foram recebidos com erro. Somente dispositivos *full-speed* podem executar a transferência isócrona.

O protocolo USB vêm substituindo protocolos de comunicação que operam com taxas mais baixas como a RS232C. Outras vantagens associadas à interface de comunicação USB exerceram grande influência na decisão por sua escolha:

Configuração Automática: quando o usuário conecta um periférico USB ao computador, o sistema operacional automaticamente detecta este periférico e carrega o driver apropriado. Não há necessidade de reiniciar o computador antes da utilização do novo dispositivo;

Ausência de Ajustes Adicionais: uma vez conectados, os periféricos USB não demandam ajustes referentes à comunicação, tais como endereço da porta ou endereço das linhas de requisição de interrupção (IRQs);

Facilidade de Instalação: não há necessidade de abrir o computador para que um novo dispositivo USB seja adicionado ao sistema. Hoje, praticamente todos os computadores possuem no mínimo duas portas USB, e esse número pode ser expandido com a utilização de hubs USB. Cada hub possui portas USB onde podem ser anexados mais periféricos ou hubs. O barramento USB suporta até 127 dispositivos.

Cabos e Conectores: Os conectores USB foram construídos de forma a impossibilitar a conexão de forma incorreta. Os cabos USB podem ter até 5

metros de comprimento, porém, com a utilização de hubs, esta distância pode ultrapassar os 30 metros;

Conexão: os periféricos USB podem ser conectados e desconectados a qualquer momento com o sistema alimentado ou não, sem que ocorram riscos de danos ao sistema (PC) ou ao periférico;

Fonte de alimentação: em muitos casos, não há necessidade do periférico possuir fonte de alimentação. A porta USB disponibiliza uma linha de alimentação de +5 Vdc e GND. Cada porta pode fornecer até no máximo 500 miliampéres de corrente em 5 V;

Velocidade: uma interface de comunicação USB do tipo *full-speed* se comunica a 12 Megabits por segundo. Na prática, devido aos sinais de *status* e de checagem de erros que trafegam, juntamente com os dados, a máxima taxa de transferência fica em torno de 9,6 Megabits por segundo, ou seja, 1,2 Megabytes por segundo. O que torna o uso este tipo de interface apropriada para a grande maioria dos projetos de instrumentação;

Confiabilidade: As especificações de hardware para os drivers USB, receptores e cabos, visam a redução de ruídos que podem ocasionar erros de transmissão. Além disso, o protocolo USB disponibiliza a detecção de erros. Neste processo ocorre a notificação e posterior retransmissão dos dados. A detecção, notificação e retransmissão tipicamente são implementadas no próprio hardware do componente, não havendo necessidade de programação pelo usuário.

A desvantagem do protocolo USB situa-se na complexidade oferecida. A maior parte dos componentes encontrados hoje no mercado, como o TUSB3210 (Texas Instruments), necessitam que o canal USB seja configurado manualmente, bem como as interrupções geradas nos tratamentos de erro. Outro fator que contribui para a dificuldade de implementação consiste no fato de a maioria dos fabricantes não fornecer o *driver* (para o sistema operacional *Windows*) necessário para que o software desenvolvido possa acessar o componente.

3.6.1 O Componente FT245AM

A opção pelo uso deste componente foi devido à simplicidade de implementação. Sua interface para utilização com microcontroladores é composta basicamente de uma porta de 8 bits bidirecional, mais quatro pinos para controle de escrita e leitura. Outra vantagem do FT245AM é que o

fabricante fornece o driver para Windows, contendo funções de escrita e leitura bem como o status da conexão. Outras características importantes deste componente são relacionadas a seguir (FTDI).

- O FT245AM possui um buffer de transmissão FIFO de 384 bytes e um de recepção de 128 bytes;
- Permite alimentação com fonte comum de 5 volts;
- Possui regulador interno de 3,3 volts, sendo que este nível de tensão também é disponibilizado externamente através de um pino, para que possa haver a compatibilização com componentes que trabalhem com este nível de tensão;
- Compatível com o protocolo USB versão 1.1, permitindo troca de dados a uma taxa de até 1Megabyte por segundo;
- Trabalha no modo de operação do tipo *bulk*.

Na Figura 32 pode ser visualizado o sistema de comunicação USB utilizando o FT245AM. Como pode ser observado, são necessários poucos componentes externos para o funcionamento do componente. Na versão AM, ainda é necessário um circuito externo de reset, o TPS 100 da Microship.

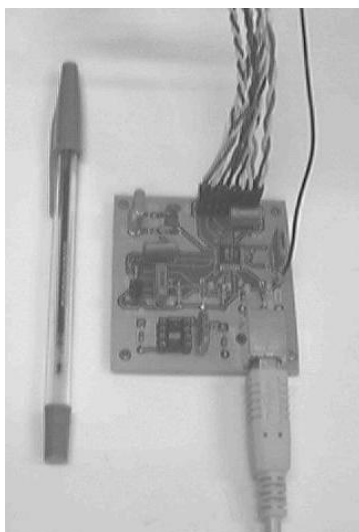


Figura 32 – Sistema de comunicação USB utilizando o FT245AM.

3.7 O Software Desenvolvido (PC)

Foi desenvolvido um software em linguagem C++ Builder para realizar a interface com o usuário. Isto inclui receber os dados provenientes das placas de aquisição via interface USB, realizar o processo de cálculo dos ensaios, bem como plotar os resultados.

O fluxograma referente ao software desenvolvido é apresentado na Figura 33.

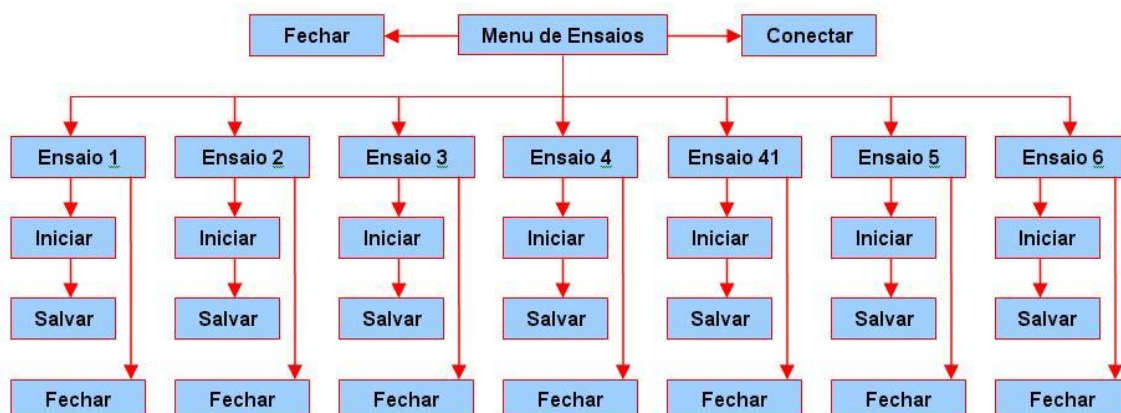


Figura 33 – Fluxograma do software desenvolvido.

O programa inicia-se pela tela do menu de ensaios, onde encontram-se disponíveis os botões de acesso às opções de ensaio, de sair do programa e realizar a conexão USB. Nesta tela estão disponíveis botões que dão acesso aos seguintes ensaios:

- Vazão mínima (ensaio 1);
- Vazão intermediária (ensaio 2);
- Vazão intermediária com contrapressão de +100 mmHg (ensaio 3);
- Vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo com contra pressão de -100 mmHg (ensaio 4);
- Vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo com contra pressão de +100 mmHg (ensaio 4.1);
- Vazão de Bolus (ensaio 5);
- Pressão de oclusão e volume de Bolus (ensaio 6).

Além dos botões para as telas de ensaios, é disponibilizado um botão (i) que irá abrir uma janela (Figura 35) contendo informações sobre os valores mínimos aceitáveis para que o equipamento sob teste seja considerado aprovado.

A tela do menu principal de ensaios é visualizada na Figura 34. Para que seja possível a realização de qualquer tipo de ensaio, deve ser feita a conexão com as placas de aquisição, que é realizada através do botão Conectar que está presente no menu principal de ensaios.

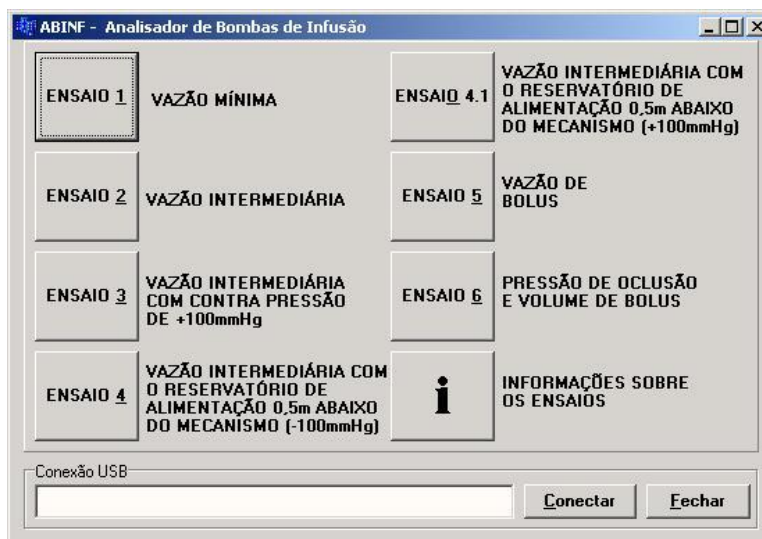


Figura 34 – Tela do menu principal de ensaios do software do analisador de bombas de infusão.

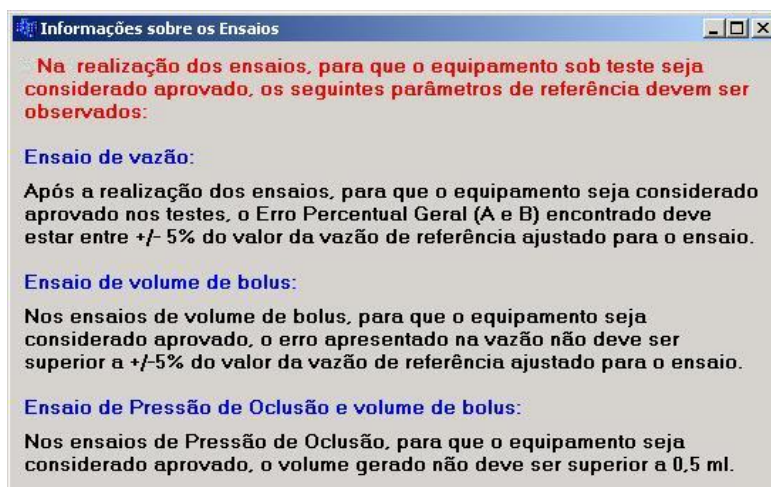


Figura 35 – Tela contendo informações sobre os valores aceitáveis que devem ser encontrados na realização dos ensaios.

Existe uma caixa de texto localizada ao lado do botão conectar onde pode ser visualizado o status da conexão. O status indica se foi possível ou não a realização da conexão USB.

Para o ensaio de vazão mínima, vazão intermediária, vazão intermediária com contrapressão de +100 mmHg e vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo (com contra pressão de +100 mmHg e - 100 mmHg), a grandeza a ser medida é a mesma. Há diferenças com relação às taxas de vazão a serem medidas para a realização do ensaio. Para bombas de infusão volumétricas, o ensaio de vazão mínima é realizado com uma taxa de 1 ml/h. Para o ensaio de vazão intermediária a taxa de infusão é de 25 ml/h.

Nas bombas de seringa, as taxas de infusão mínima e intermediária para a realização dos ensaios são 1 ml/h e 5 ml/h, respectivamente. Para os ensaios de vazão intermediária com contrapressão de ± 100 mmHg e vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo, são utilizados valores de vazão de 25 ml/h e 5 ml/h para bombas de infusão volumétricas e bombas de seringa, respectivamente. Com o intuito de tornar o processo mais amigável para o usuário, e aumentar o nível de organização do ensaio, optou-se por gerar telas separadas (embora semelhantes) para cada ensaio, visto que esta configuração facilita a visualização dos resultados durante a realização dos testes. Na Figura 36, pode ser visualizada a aparência final das telas de ensaio.

As telas correspondentes aos ensaios de vazão mínima e intermediária possuem variáveis que podem ter os seus valores alterados, conforme o tipo de bomba e de fabricante. As variáveis são: vazão de referência, período de amostragem e período de ensaio.

O incremento para as variáveis vazão de referência, período de amostragem e período de ensaio são, respectivamente, de 0,01 ml/h, 0,01 minutos e 1 minuto. Nas telas de ensaio das vazões mínima e intermediária, são também disponibilizados os valores do volume total infundido, do erro percentual global A e B da vazão (E.P.G.A e E.P.G.B). Os valores da temperatura ambiente e umidade relativa do ar também são mostrados.

O software apresenta botões de controle que possuem as funções de iniciar e parar o processo de ensaio, bem como de salvar os dados do teste, fechar a tela de ensaio e zerar a balança.

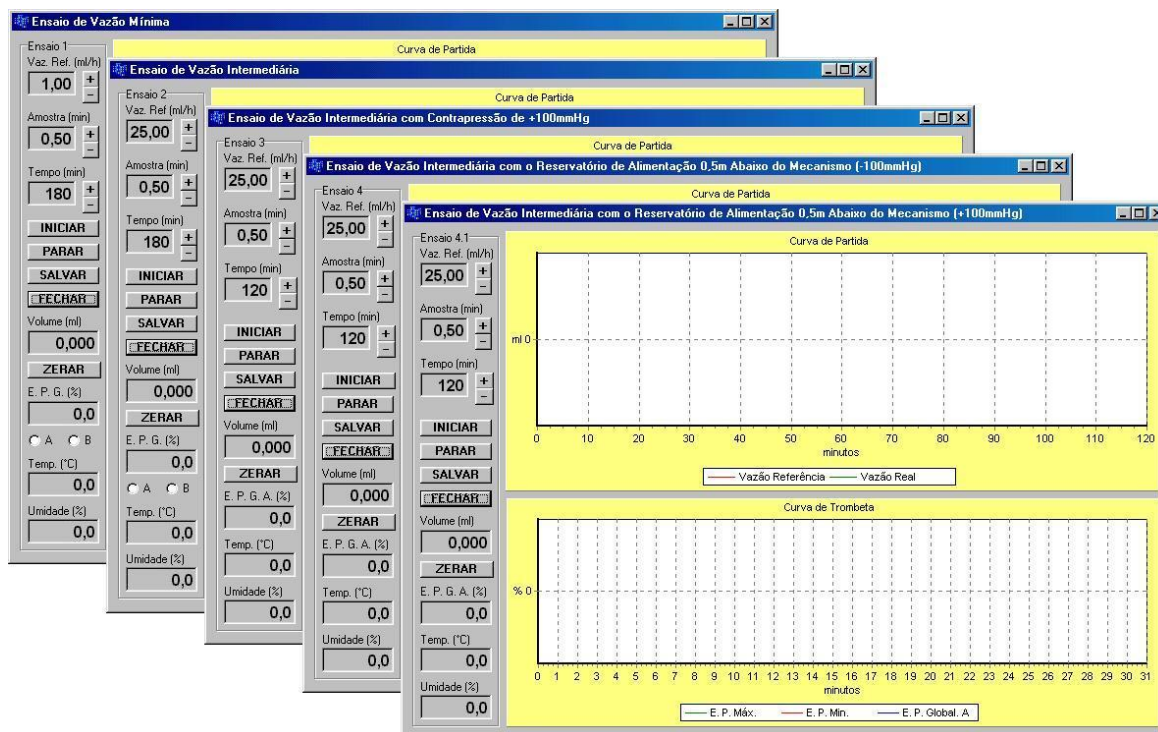


Figura 36 – Telas dos diferentes ensaios de vazão mínima e intermediária.

O próximo teste que deve ser executado é o de volume de bolus (quantidade discreta de líquido entregue ao paciente). Para tanto, seguindo as instruções da norma, foi implementada mais uma tela (Figura 37) de testes. Nesta tela são realizados os testes de vazão mínima e máxima de bolus. É permitido o ajuste da vazão de bolus de referência (máximo e mínimo), bem o número de bolus que serão entregues. Este teste é inicializado com valores estabelecidos pela norma, 1 ml e 25 bolus para vazão de bolus mínima, 10 ml e 25 bolus para vazão de bolus máxima. Este ensaio calcula (quando acionado o botão ensaiar) a média de 25 bolus entregues sucessivamente, realiza a média e o desvio referente à vazão de referência. Dentre os volumes de bolus entregues, são encontrados os valores do maior e do menor volume e calculados os seus desvios com relação ao valor de referência. O volume total infundido também pode ser visualizado. O botão denominado de BOLUS deve ser pressionado após cada entrega de bolus realizada pela bomba de infusão. Botões de controle que permitem salvar os resultados do ensaio e fechar a tela são disponibilizados.

Figura 37 – Tela referente ao ensaio de volume de bolus.

Para a realização do ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus, foi implementada uma tela de testes (Figura 38) conforme orientação da norma.

Este aplicativo mede a pressão de oclusão, volume de líquido (bolus) gerado na oclusão e o tempo decorrido desde o acionamento da bomba até o disparo do alarme de pressão de oclusão.

Figura 38 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus.

A ficha técnica com as principais características do sistema desenvolvido é disponibilizada no Anexo C.

4. TESTES E RESULTADOS

Este capítulo apresenta os testes realizados com o sistema desenvolvido visando avaliar de sua performance. São também apresentados os resultados dos ensaios realizados com EEM bomba de infusão utilizando o sistema desenvolvido.

4.1 Calibração dos Medidores

Antes de sua utilização, o sistema desenvolvido necessita passar por um processo de calibração, visando a obtenção de resultados corretos. Os medidores de fluxo, temperatura, umidade e pressão foram calibrados conforme os procedimentos descritos nas próximas seções.

4.1.1 Medidor de Fluxo

No processo de calibração do medidor de fluxo, utilizou-se um conjunto de massas padrão com os seguintes valores: 20 mg, 50 mg, 100 mg, 200 mg, 500 mg, 1 g, 2 g, 5 g, 10 g, 20 g, 50 g e 100 g. O valor das massas foi conferido utilizando-se uma balança com precisão de 4 casas decimais marca Mettler Toledo, modelo AB204, cujas principais características técnicas são mostradas na Tabela 11.

Tabela 11 – Principais características técnicas da balança utilizada para conferir o conjunto de massas padrão (METTLER TOLEDO).

Modelo	AB204
Capacidade máxima	210 g
Resolução	0,1 mg
Repetitividade	0,1 mg
Linearidade	± 0,3 mg
Erro	1 mg

Os valores de massa medidos com a balança Mettler Toledo são apresentados na Tabela 12.

Tabela 12 – Dados referentes ao processo de conferência do conjunto de massas utilizando a balança Mettler Toledo AB204.

Valor nominal (g)	Valor medido (g)
0,02	0,0208

0,05	0,0503
0,10	0,0977
0,20	0,2019
0,50	0,5041
1	1,0020
2	1,9987
5	4,9987

As massas de 10 g, 20 g 50 g e 100 g foram medidas em uma balança com precisão de 2 casas decimais, marca Marte, modelo A1000. Na Tabela 13, estão os valores medidos com esta balança.

Tabela 13 – Dados referentes ao processo de conferência do conjunto de massas utilizando a balança Marte A1000.

Valor nominal (g)	Valor medido (g)
10	10,00
20	20,00
50	49,98
100	99,99

Utilizando-se o conjunto de massas padrão, iniciou-se o processo de calibração do medidor de fluxo. Inicialmente, realizou-se a medida das tensões dispensadas pela célula de carga (Tabela 14) com cada massa padrão. O processo de medição foi repetido três vezes, com o propósito de avaliar-se a característica da célula de carga quanto à reprodutibilidade do valor medido.

Tabela 14 – Medidas das tensões geradas pela célula de carga.

Massa Padrão (g)	Tensão Medida (mV)			Tensão Média (mV)
	(1)	(2)	(3)	
0,0208	0,38161	0,38162	0,38160	0,38161
0,0503	0,38176	0,38177	0,38177	0,38176
0,0977	0,38201	0,38199	0,38201	0,38200
0,2019	0,38251	0,38249	0,38250	0,38250
0,5041	0,38395	0,38394	0,38394	0,38394
1,0020	0,38628	0,38627	0,38627	0,38627
1,9987	0,39101	0,39102	0,39101	0,39101

4,9971	0,40524	0,40523	0,40523	0,40523
9,99	0,42901	0,42902	0,42902	0,42901
20,01	0,47645	0,47644	0,47646	0,47645
49,98	0,61888	0,61886	0,61887	0,61887
99,99	0,85620	0,85622	0,85620	0,85620

Realizada a medida das tensões, obteve-se o valor de sensibilidade da célula de carga de 4,789 $\mu\text{V/g}$. Com este valor de sensibilidade introduzido no software do medidor de fluxo, realizaram-se novas medidas (Tabela 15) utilizando o sistema desenvolvido.

Tabela 15 – Medidas das massas padrão utilizando a instrumentação desenvolvida.

Massa Padrão (g)	Massa Medida (g)			Massa Média (g)
	(1)	(2)	(3)	
0,0208	0,021	0,022	0,021	0,021
0,0503	0,052	0,051	0,052	0,051
0,0977	0,100	0,101	0,100	0,100
0,2019	0,210	0,209	0,211	0,210
0,5041	0,512	0,512	0,511	0,511
1,0020	1,016	1,018	1,017	1,017
1,9987	2,019	2,020	2,019	2,019
4,9971	5,020	5,021	5,021	5,020
9,99	10,008	10,006	10,006	10,006
20,01	20,014	20,016	20,016	20,015
49,98	50,037	50,038	50,037	50,037
99,99	100,083	100,081	100,082	100,082

As fontes de incerteza consideradas para realização dos cálculos foram a resolução do sistema de medição e a repetitividade.

O resultado dos cálculos da incerteza expandida para o sistema de instrumentação é mostrado na Tabela 16. Estes resultados possuem nível de incerteza de medição de 95 % (FUNDAÇÃO CERTI, 2003).

Tabela 16 – Resultado dos cálculos da incerteza expandida do sistema de medição de fluxo desenvolvido.

Massas Padrão (g)	Incerteza expandida (95%) g
0,0208	0,002
0,0503	0,009
0,0977	0,014
0,2019	0,028
0,5041	0,023
1,0020	0,047
1,9987	0,068
4,9971	0,073
9,99	0,03
20,01	0,02
49,98	0,16
99,99	0,29

Devido a célula de carga não ser apropriada para o tipo de aplicação, não foi possível se obter a resolução desejada (4 casas decimais). Células de carga desenvolvidas para aplicações que exigem maior precisão tem custo elevado. Os modelos pesquisados custam entre US\$ 200,00 e US\$ 800,00 impossibilitando sua aquisição, e conseqüentemente, a obtenção de melhores resultados.

Contudo, visando à melhoria da performance do sistema medidor de fluxo, foram implementados no software desenvolvido para o PC dois estágios adicionais de filtragem para o sinal proveniente deste sistema. O primeiro estágio é constituído de um filtro elíptico com frequência de corte de 0,5 Hz, e o segundo estágio é composto de quatro filtros de média móvel de 1000 termos cada um em série. Esta medida foi utilizada visando à diminuição da largura de banda do sistema, com intuito de diminuir o efeito do ruído de baixa frequência ($1/f$), buscando com isso melhorar a resolução alcançada.

Porém, deve ficar claro que outros fatores podem influenciar na performance do circuito, tais como: desenho da placa de circuito impresso, aterramento (planos de terra) e fonte de alimentação. Em vista disso, todos os cuidados referentes ao desenho da placa de circuito impresso e a fonte de alimentação foram tomados, conforme orientação do fabricante do conversor A/D.

4.1.2 Medidor de Temperatura

O procedimento de calibração do sensor de temperatura foi realizado no Laboratório de Meios Porosos e Propriedades Térmicas dos Materiais (LMPT), do departamento de engenharia mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

Para a realização do procedimento de calibração, utilizou-se uma estufa e um termômetro padrão de mercúrio com resolução de 0,1 °C. A placa de circuito impresso contendo o sensor de temperatura DS2438 foi posicionado no interior da estufa juntamente com o termômetro padrão de mercúrio. O termômetro foi posicionado de forma a permitir sua leitura através da porta de vidro da estufa. A leitura do sensor de temperatura DS2438 é realizada através de um microcomputador executando software específico para o sistema desenvolvido.

Iniciou-se o processo de calibração à temperatura de 28 °C, e com incrementos de 2 °C fizeram-se leituras até a temperatura de 40 °C, sendo este processo repetido por três vezes. O resultado das medições pode ser observado na Tabela 17.

Tabela 17 – Dados obtidos para calibração do sensor de temperatura.

Temperatura Padrão (°C)	Temperatura Medida (°C)			Temperatura Média (°C)
	(1)	(2)	(3)	
28,0	27,6	27,5	27,5	27,5
30,0	29,5	29,5	29,5	29,5
32,0	31,4	31,4	31,4	31,4
34,0	33,4	33,5	33,4	33,4
36,0	35,5	35,5	35,5	35,5
38,0	37,5	37,5	37,5	37,5
40,0	39,5	39,4	39,5	39,5

Com os dados obtidos a partir das medidas realizadas, traçou-se a reta de regressão linear, e a partir desta, foram obtidos seus coeficientes de regressão linear. O coeficiente de correlação R^2 obtido foi de 0,99993.

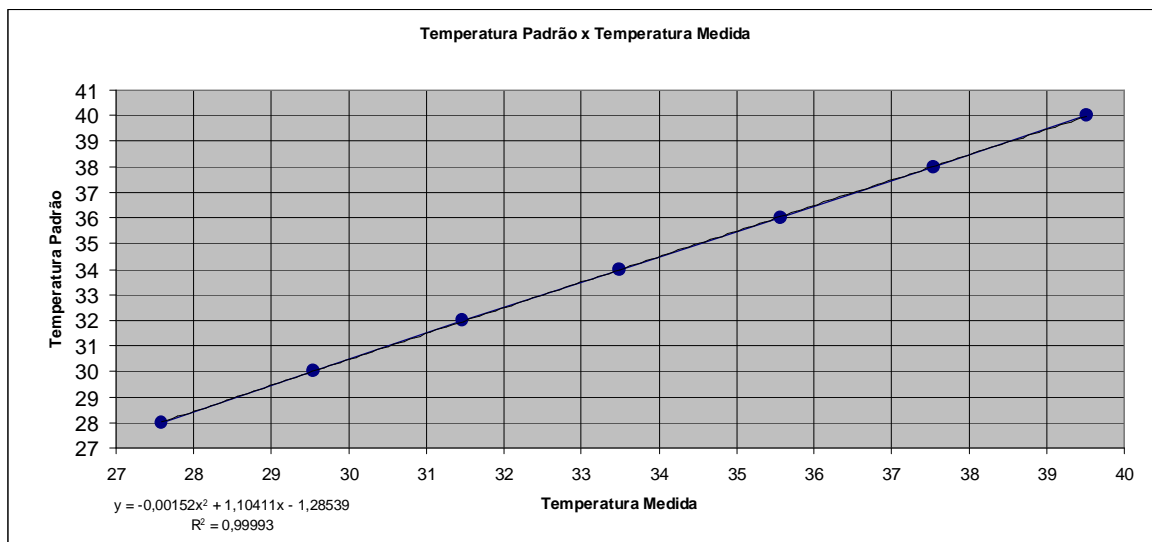


Figura 39 – Pontos experimentais obtidos com o sensor de temperatura e a reta de regressão linear.

4.1.3 Medidor de Umidade

O sensor de umidade utilizado no projeto não necessita ser calibrado, pois conforme observado no item 3.4, este sensor é fornecido com seus dados de calibração. A relação entre umidade relativa e a tensão de saída do sensor de umidade HIH3610 é mostrada na Figura 40.

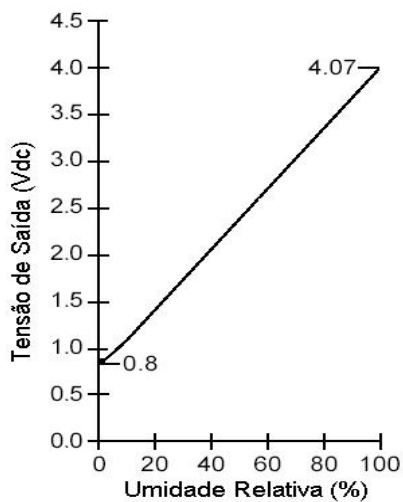


Figura 40 – Relação entre umidade relativa e tensão de saída do sensor HIH3610 (HONEYWELL).

4.1.4 Medidor de Pressão

Para a realização do processo de calibração do sensor de pressão, utilizou-se um medidor de pressão (Universal Biometer) modelo DPMIII (BIO-TEK

INSTRUMENTS, INC) cujas características são apresentadas na Tabela 18.

Tabela 18 – Especificações técnicas do monitor de pressão DPMIII (BIO-TEK INSTRUMENTS, 1992).

Modelo	DPMIII
Faixas de trabalho	
	-698 a 776 mmH ₂ O
	-949 a 1055 mmH ₂ O
	-374 a 415 in H ₂ O
	-93 a 103 kPa
	-13,5 a 15 psi
	-13,5 a 100 psi
Linearidade (exceto na escala de 100 psi)	± 0,5 %
Linearidade (escala de 100 psi)	± 1 %
Exatidão (exceto na escala de 100 psi)	± 1 % (até 15 psi)
Exatidão (escala de 100 psi)	± 2 %
Repetitividade e histerese	0,15 %

O sensor de pressão PX26-30GV apresenta uma sensibilidade de 10 mV/V. Sua tensão de saída, alimentado com 10 Vcc, vai de 0 a 100 mV, em toda sua faixa de trabalho (0 psi a 30 psi). No sistema de instrumentação desenvolvido, o sensor de pressão é alimentado com 5 Vcc, com isso, a faixa de tensão de saída vai de 0 a 50 mV, o que significa uma tensão de 1,667 mV/psi. Para realização do processo de calibração, efetuaram-se medidas da tensão de saída do sensor de pressão mediante a aplicação valores de pressão conhecidos (Tabela 19).

Tabela 19 – Dados obtidos para calibração do sensor de pressão.

Pressão Padrão (psi)	Tensão Medida (mV)			Tensão Média (mV)
	(1)	(2)	(3)	
1,00	1,760	1,761	1,759	1,760
2,00	3,400	3,399	3,401	3,400
3,00	5,035	5,034	5,036	5,035
4,00	6,669	6,670	6,668	6,669
5,00	8,305	8,303	8,307	8,305

6,00	9,944	9,946	9,942	9,944
7,00	11,583	11,580	11,586	11,583
8,00	13,221	13,218	13,224	13,221
9,00	14,858	14,860	14,856	14,858
10,00	16,494	16,492	16,496	16,494

Realizou-se a média das diferenças entre valores médios medidos. Com isso, obteve-se um valor de tensão de 1,637 mV/psi. Após a introdução deste valor no software desenvolvido, efetuaram-se novas medidas. O resultado obtido é mostrado na Tabela 20.

Tabela 20 – Dados obtidos após calibração do sensor de pressão.

Pressão Padrão (psi)	Pressão Medida (psi)			Pressão Média (psi)
	(1)	(2)	(3)	
0,50	0,50	0,50	0,50	0,50
1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
3,00	3,00	3,00	3,00	3,00
4,00	4,00	4,00	4,00	4,00
5,00	5,00	5,00	5,00	5,00
6,00	6,00	6,00	6,00	6,00
7,00	7,00	7,00	7,00	7,00
8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
9,00	9,00	9,00	9,00	9,00
10,00	10,00	10,00	10,00	10,00

Os bons resultados obtidos (sem erros) deveram-se, em grande parte, à sensibilidade e linearidade apresentadas pelo sensor de pressão PX26-30GV, e pela resolução e características de baixo ruído apresentadas pelo conversor A/D utilizado. Deve-se salientar, porém, que o equipamento utilizado para realizar a calibração (DPMIII, BIO-TEK INSTRUMENTS) não foi calibrado previamente.

4.2 Ensaios com o EEM Bomba de Infusão

A realização dos procedimentos de ensaio foram realizados com uma bomba de infusão volumétrica peristáltica rotativa da empresa Lifemed modelo LF2001, cujas características são mostradas na Tabela 21.

Tabela 21 – Principais dados técnicos do EEM bomba de infusão utilizada nos ensaios.

Modelo	LF2001
Sistema de infusão	Peristáltico circular (rotativo)
Equipo	Específico da marca Lifemed
Indicações de Uso	Adulto e pediátrico
Limite de volume	
Adulto	1 a 9999 ml (incrementos de 1 ml/h)
Pediátrico	0,1 a 999,9 ml (incrementos de 0,1 ml/h)
Taxa de infusão (ml/h)	
Adulto	1 a 999 ml/h (incrementos de 1 ml/h)
Pediátrico	0,1 a 99,9 ml/h (incrementos de 0,1 ml/h)
KVO	1 ml/h ou menor (de acordo com a vazão escolhida)
Alarmes	
Oclusão de via	Indica diminuição ou ausência de gotas na câmara gotejadora
Vazão livre	Indica ocorrência de fluxo acima do programado
Ar na linha	Indica a presença de ar no interior do equipo
Fim de infusão	Indica o término da infusão programada
Bateria	Indica carga de bateria fraca
Exatidão	≥ 95 %

Foram aplicados os procedimentos de ensaio descritos no Capítulo 2 para este tipo de bomba de infusão.

4.2.1 Ensaio de Vazão Mínima

O primeiro ensaio realizado é o de vazão mínima. O ensaio foi realizado durante as três primeiras horas de funcionamento da bomba de infusão e durante as últimas três horas do intervalo de duração do equipo. Os parâmetros utilizados foram os seguintes:

Vazão: 1 ml/h;

Período de amostragem: 2 minutos;

Tempo de ensaio: 180 minutos.

Os resultados obtidos no ensaio são mostrados na Figura 41 e Figura 42. Na Figura 41, são visualizados os gráficos de partida (traçado durante as três

horas de duração do ensaio) e trombeta (relativo aos dados recebidos durante a segunda hora de ensaio), bem como, os valores do erro percentual global A (E.P.G.A). Na Figura 42, são visualizados os dados referentes à terceira hora de ensaio. São mostrados os gráficos de trombeta e partida, e o erro percentual global B (E.P.G.B). Os valores de temperatura e umidade registrados durante a realização dos ensaios também são mostrados.

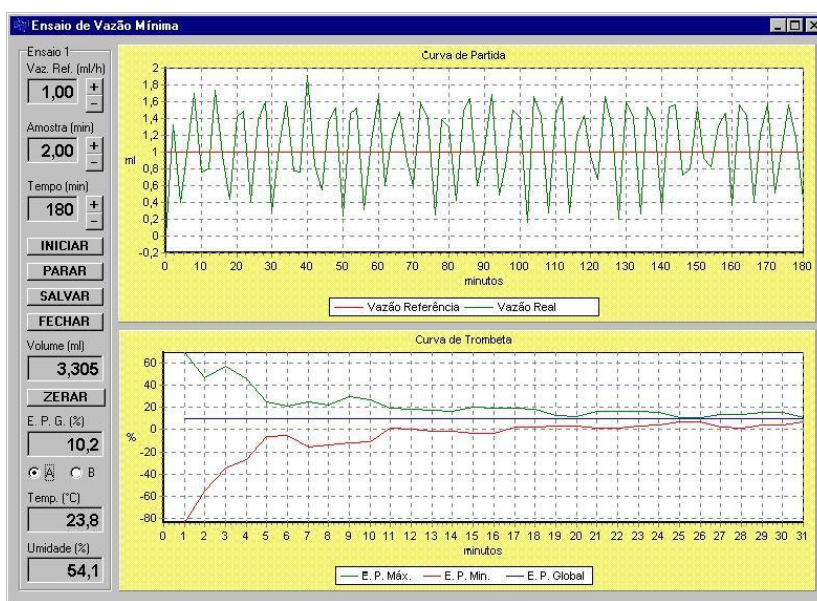


Figura 41 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da segunda hora de ensaio.

Neste ensaio, (referente à segunda hora) a bomba de infusão apresentou um erro percentual global A (E.P.G.A) de 10,2 %.

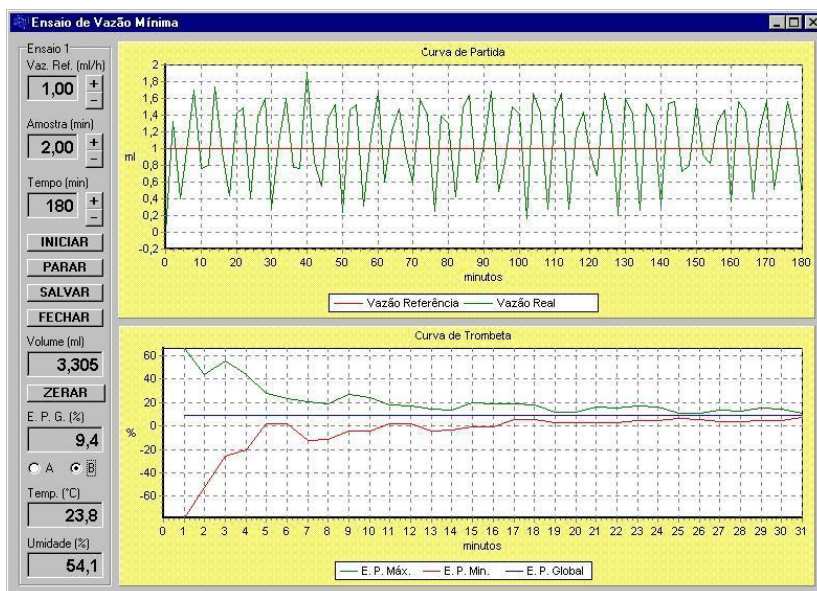


Figura 42 – Tela referente ao ensaio de vazão mínima com resultados da terceira hora de ensaio.

O E.P.G.B. apresentado durante a terceira hora de ensaio foi de 9,4 %.

Na realização do ensaio para as últimas três horas do período de substituição do equipo, foram usados os mesmos parâmetros utilizados para o ensaio anterior.

Os resultados do ensaio são mostrados na Figura 43 e na Figura 44.

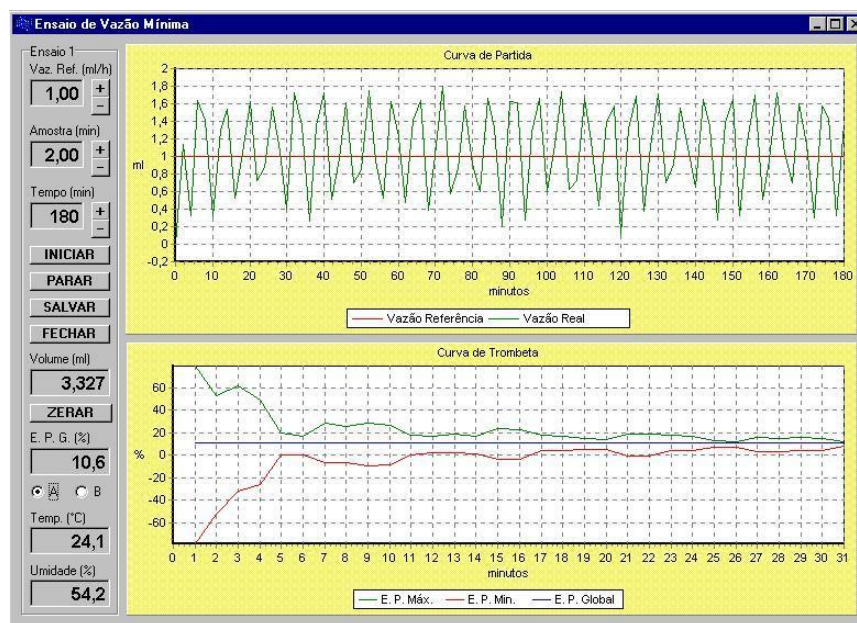


Figura 43 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da penúltima hora de ensaio.

O E.P.G.A apresentado pela bomba, baseado na penúltima hora de ensaio foi de 10,6 %.

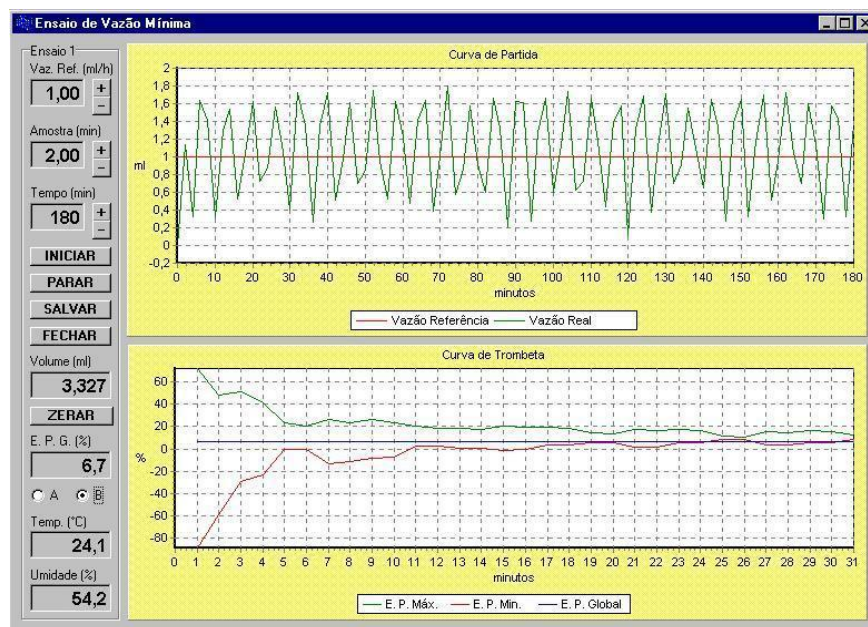


Figura 44 – Tela do ensaio de vazão mínima com resultados da última hora de ensaio.

O E.P.G.B apresentado pela bomba, com base na última hora de ensaio foi de 6,7 %.

4.2.2 Ensaio de vazão intermediária

Neste ensaio, não foi utilizado o critério de intervalo de substituição do equipo devido ao reservatório utilizado possuir volume de 500 ml, resultando em um tempo máximo de infusão é de 10 horas. O ensaio de vazão intermediária foi realizado durante as três primeiras horas e durante as três últimas horas de duração do líquido. Os parâmetros utilizados na realização do mesmo foram os seguintes:

Vazão: 25 ml/h;

Período de amostragem: 0,5 minutos;

Tempo de ensaio: 180 minutos.

Os resultados obtidos neste ensaio são mostrados na Figura 45 e na Figura 46. São mostrados os gráficos de partida (traçado durante toda a duração do ensaio) e trombeta, relativo aos dados recebidos durante a segunda (Figura 45) e terceira (Figura 46) horas de ensaio, bem como, os erros percentuais A e B respectivamente.

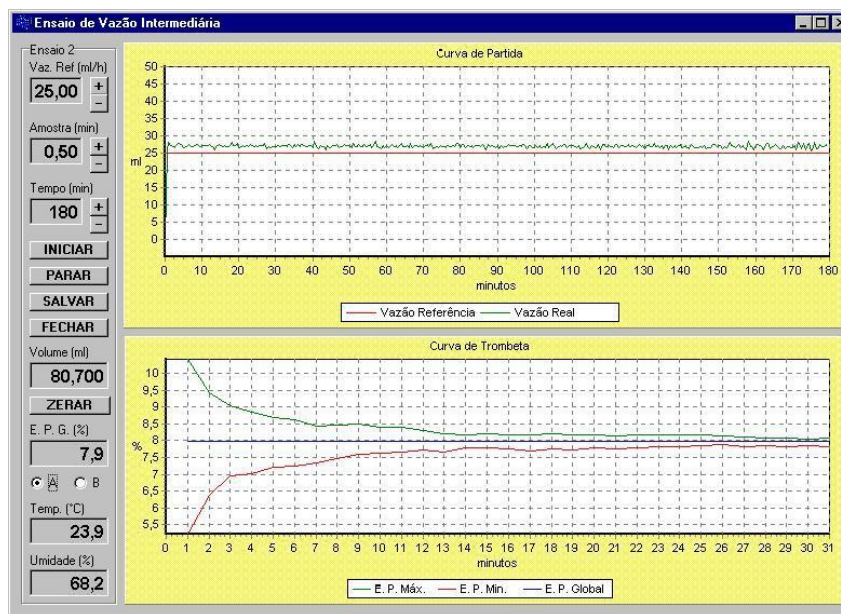


Figura 45 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da segunda hora de ensaio.

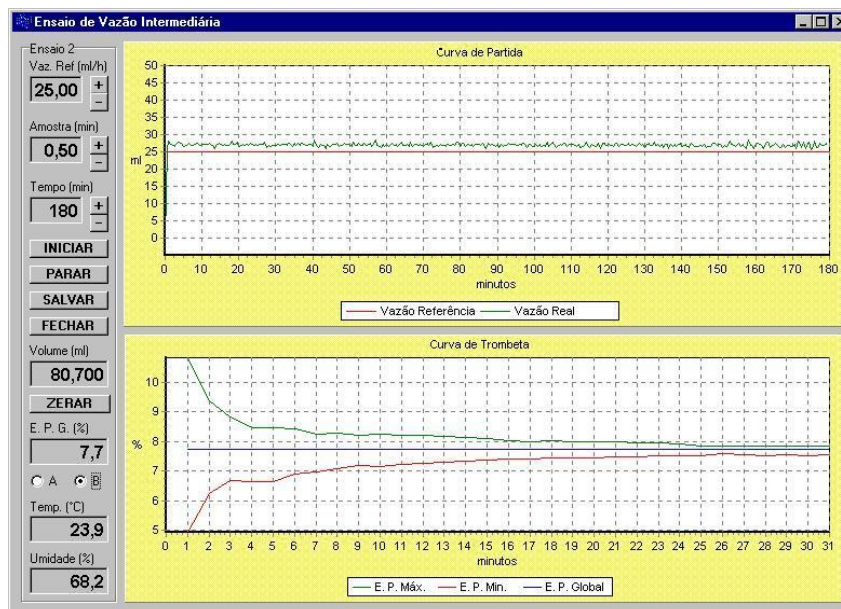


Figura 46 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da terceira hora de ensaio.

Os erros E.P.G.A e E.P.G.B apresentados pela bomba de infusão foram de 7,9 % e 7,7 %, respectivamente.

Na realização do ensaio para as últimas três horas de duração do líquido, os parâmetros utilizados foram os mesmos do ensaio anterior.

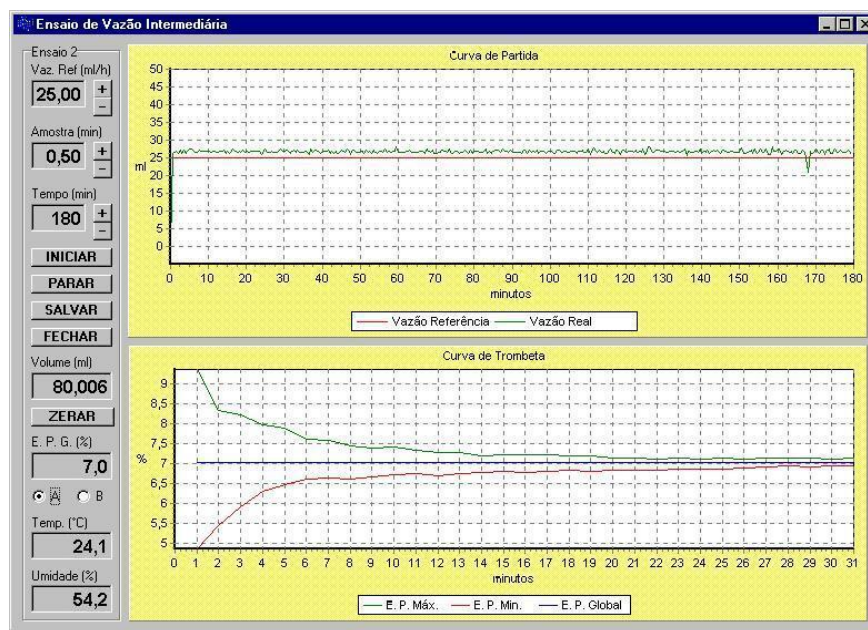


Figura 47 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da penúltima hora de ensaio.

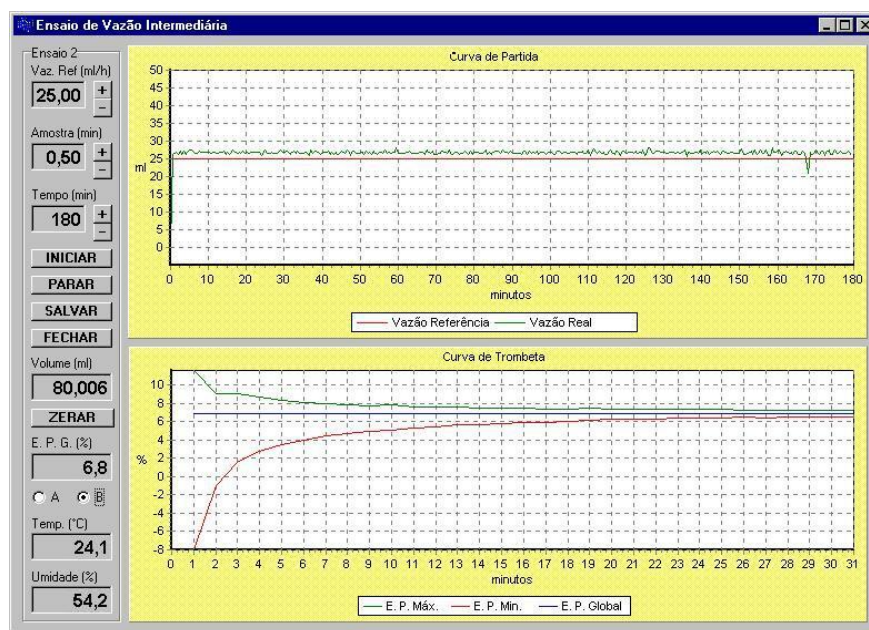


Figura 48 – Tela do ensaio de vazão intermediária com resultados da última hora de ensaio.

Os erros de vazão apresentados pela bomba no ensaio de vazão intermediária (três últimas horas) foram os seguintes:

E.P.G.A: 7,0 %

E.P.G.B: 6,8 %

4.2.3 Ensaio com contra pressão de +100 mmHg

O ensaio na vazão intermediária com contra pressão de +100 mmHg foi o terceiro a ser realizado. Os parâmetros utilizados na realização deste ensaio foram os seguintes:

Vazão: 25 ml/h;

Período de amostragem: 0,5 minutos;

Tempo de ensaio: 120 minutos.

Os resultados obtidos são mostrados na Figura 49. São visualizados os gráficos de partida e trombeta, bem como, os valores do erro percentual global A. Os valores de temperatura e umidade registrados durante a realização dos ensaios também são mostrados.

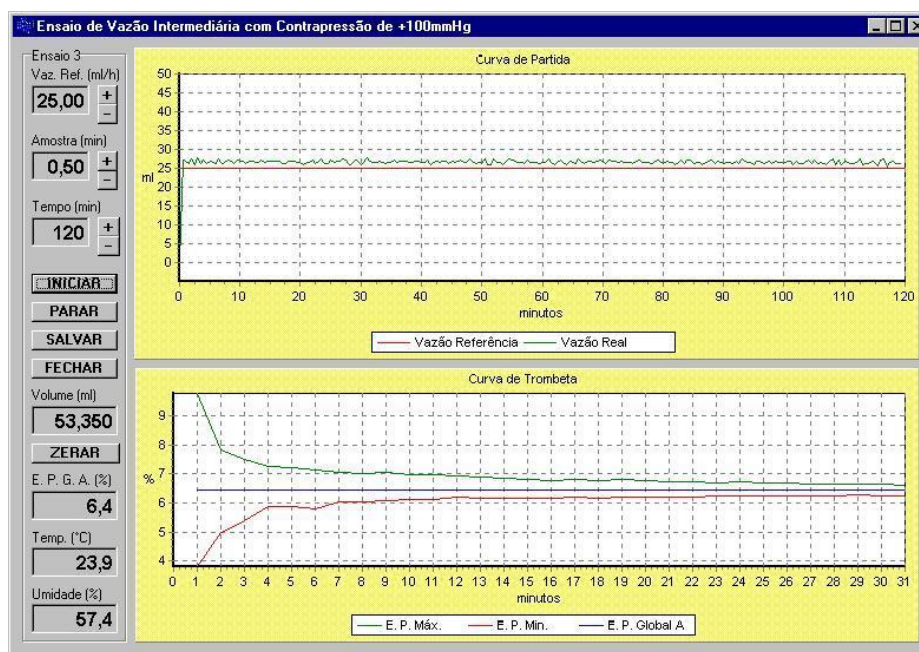


Figura 49 – Tela do ensaio de vazão intermediária com contra pressão de +100 mmHg com resultados relativo à última hora de ensaio.

O E.P.G.A apresentado pela bomba de infusão neste ensaio foi de 6,4 %.

4.2.4 Ensaio com reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento da bomba com contrapressão de -100 mmHg

No ensaio, foram utilizados os mesmos parâmetros do ensaio anterior.

O resultado é mostrado na Figura 50. O valor do erro percentual global A medido foi de -6 %.

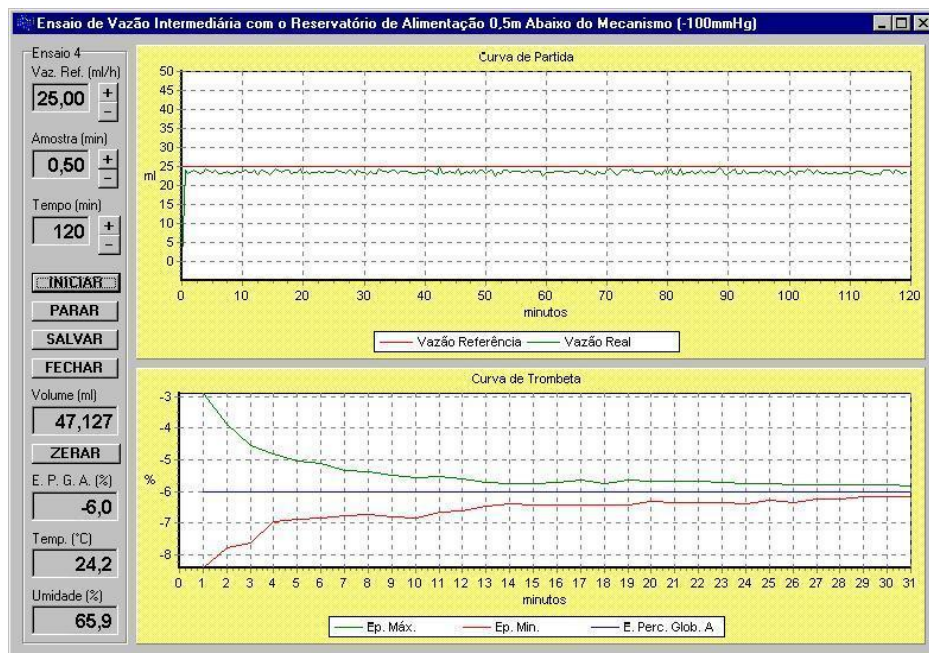


Figura 50 – Tela do ensaio de vazão intermediária para reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento com contrapressão de -100 mmHg.

4.2.5 Ensaio com reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento da bomba com contrapressão de +100 mmHg

Neste ensaio, são usados os mesmos parâmetros do ensaio anterior, contudo, é utilizada agulha 22G, com o propósito de gerar a contrapressão desejada.

A bomba de infusão apresentou um E.P.G.A. de -5,4 %. A Figura 51 mostra o resultado deste ensaio.

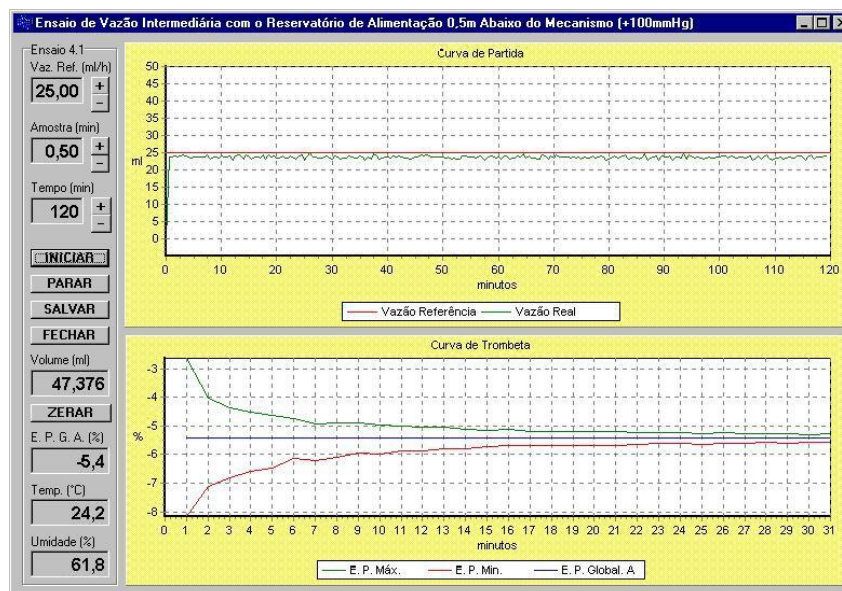


Figura 51 – Tela referente ao ensaio de vazão intermediária com o reservatório de alimentação 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento com contrapressão de +100 mmHg.

Visualizando-se os resultados dos ensaios de vazão realizados com a bomba de infusão Lifemed (Tabela 22) pode-se concluir que todos os erros de vazão apresentados estão fora do padrão exigido, para ao equipamento, que é de $\pm 5\%$. Portanto, baseado nestes dados, este equipamento eletromédico deveria ser conduzido para o setor de manutenção para que seja averiguada a causa do problema.

Tabela 22 – Resultados dos procedimentos de ensaio realizados com a bomba de infusão LF2001.

Ensaio	Erro (%)	Erro Esperado (%)
Vazão mínima (segunda hora)	10,2	± 5
Vazão mínima (terceira hora)	9,4	± 5
Vazão mínima (penúltima hora)	10,6	± 5
Vazão mínima (última hora)	6,7	± 5
Vazão intermediária (segunda hora)	7,9	± 5
Vazão intermediária (terceira hora)	7,7	± 5
Vazão intermediária (penúltima hora)	7,0	± 5
Vazão intermediária (última hora)	6,8	± 5
Vazão intermediária (contra pressão +100 mmHg)	6,4	± 5

Vazão intermediária (contra pressão -100 mmHg)	7,9	±5
Vazão intermediária (reservatório 50 cm abaixo do mecanismo da bomba e contra pressão de -100 mmHg)	-6	±5
Vazão intermediária (reservatório 50 cm abaixo do mecanismo da bomba e contra pressão de +100 mmHg)	-5,4	±5

Contudo, deve-se levar em consideração o erro apresentado pelo sistema de medição de fluxo (seção 4.1.1).

4.2.6 Ensaio de vazão de bolus

O ensaio de vazão de bolus não foi realizado devido à bomba de infusão utilizada (LF2001, Lifemed) não dispor deste recurso.

4.2.7 Teste de Pressão de Oclusão e Volume de Bolus

A bomba de infusão LF2001 não possui sensor de pressão para detecção de oclusão da linha. Contudo, em suas características técnicas é citado que a detecção da oclusão é realizada pelo sensor de gotejamento, através da detecção de gotejamento lento ou ausência de gotejamento.

Em vista disto, justifica-se a realização do ensaio para verificação do valor da pressão de oclusão atingida, tempo decorrido até a ativação do alarme, e do volume de bolus gerado durante o processo de oclusão. Realizaram-se testes com vazões de 1 ml/h (Figura 52) e 10 ml/h (Figura 53).

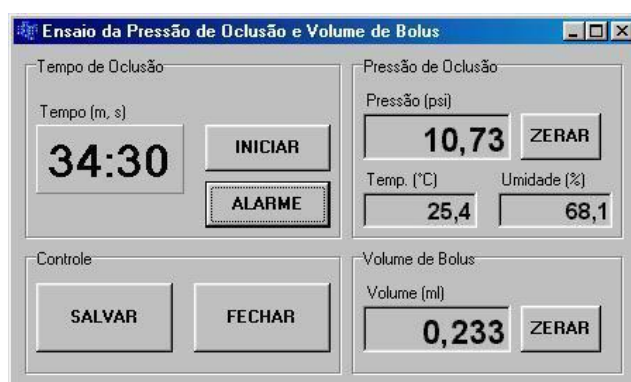


Figura 52 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão com vazão de 1 ml/h.

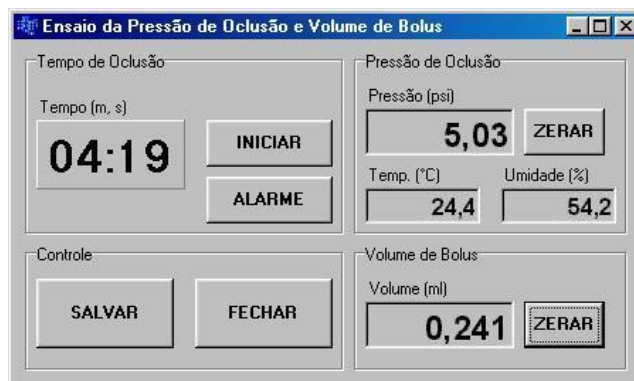


Figura 53 – Tela referente ao ensaio de pressão de oclusão com vazão de 10 ml/h.

No ensaio realizado com taxa de infusão de 1 ml/h, a pressão máxima atingida durante o processo de oclusão foi de 554,90 mmHg (10,73 psi), o tempo transcorrido até a ativação do alarme foi de 34 minutos e 30 segundos e o volume de líquido armazenado durante o processo de oclusão foi de 0,233 ml.

No ensaio realizado com taxa de infusão de 10 ml/h, a pressão máxima atingida durante o processo de oclusão foi de 260,12 mmHg (5,03 psi), o tempo transcorrido até a ativação do alarme foi de 4 minutos e 19 segundos e o volume de líquido armazenado durante o processo de oclusão foi de 0,241 ml.

São mostrados na Tabela 23, os resultados relativos aos volumes de bolus que foram gerados durante o processo de ensaio.

Tabela 23 – Resultados do procedimento de ensaio de pressão de oclusão e volume de bolus realizados com a bomba de infusão LF2001.

Ensaio	Bolus gerado (ml)	Valor máximo admissível (ml)
Pressão de Oclusão (1 ml/h)	0,233	0,5
Pressão de Oclusão (10ml/h)	0,241	0,5

Conforme pode ser visto, nos resultados do ensaios de pressão de oclusão e volume de bolus, o volume gerado durante o processo de oclusão (para as vazões de 1 e 10 ml/h) ficou abaixo do volume máximo permitido, de 0,5 ml (ECRI, 1998a). Conseqüentemente, neste ensaio, o equipamento eletromédico bomba de infusão LF2001 (Lifemed) foi considerado aprovado.

5. CONCLUSÕES

De acordo com os objetivos propostos para o trabalho, desenvolveu-se instrumentação necessária para avaliar a funcionalidade de EEM bombas de infusão, composto por hardware e software específicos.

Neste Capítulo são abordadas as conclusões, bem como, sugestões para trabalhos futuros com relação ao sistema desenvolvido.

5.1 Conclusões

Dentro do propósito inicialmente estabelecido, constatou-se que os objetivos foram alcançados. Os resultados obtidos nos ensaios realizados demonstraram que o sistema desenvolvido, com relação ao software, apresentou desempenho satisfatório. Sendo que este apresenta interface amigável e proporciona visualização clara dos resultados.

Com relação ao hardware desenvolvido, o desempenho alcançado não foi o inicialmente almejado em função da ausência de recursos para importação de célula de carga adequada à aplicação. Contudo, basta substituir a célula de carga por uma mais adequada e realizar nova calibração para contornar esta limitação. Com relação aos demais módulos do hardware desenvolvido (medidores de temperatura, umidade e pressão), os testes realizados mostraram que estes apresentam desempenho de acordo com os objetivos.

Da forma como foi construído, o hardware permite a conexão de um número maior de medidores de fluxo (balança), viabilizando desta forma que sejam realizados ensaios com mais de um equipamento por vez.

Em função de se utilizar um microcomputador para processar os dados, o sistema desenvolvido possui boa relação custo benefício com relação aos modelos de analisadores de bombas de infusão disponíveis no mercado. Salienta-se ainda, que estes não atendem as especificações da norma.

Com relação aos ensaios de vazão realizados, constatou-se que o erro apresentado pelo equipamento apresenta grande variação em função da altura do reservatório e quantidade de fluido no mesmo. Verificou-se que o erro tende a ser nulo à medida que a altura do reservatório se iguala à altura do mecanismo de direcionamento da bomba de infusão. Em virtude disto, ressalta-se a importância de que os equipamentos (analisadores de bombas de infusão) e procedimentos

para a realização dos ensaios sigam as prescrições contidas na norma.

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

Com o intuito de ampliar as características de funcionalidade do equipamento desenvolvido, são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

1. Desenvolvimento e posterior integração de um banco de dados, com o propósito de disponibilizar um histórico dos equipamentos analisados. O banco de dados é de fundamental importância para o gerenciamento de tecnologia médica, permitindo que se analise os custos de manutenção frente à aquisição de equipamentos novos.

2. Sugere-se a aquisição de nova célula de carga (de maior sensibilidade e menor fundo de escala) visando melhorar a performance do sistema desenvolvido com relação ao medidor de fluxo, sendo que os resultados dependem diretamente deste módulo do sistema.

3. Realizar testes de comparação de performance com equipamento analisador de bombas de infusão padrão.

4. Com relação ao equipamento testado, devido este apresentar tempo de estabilização muito menor do que aquele mencionado pela literatura, propõem-se a realização de estudo relativo à necessidade de uso do critério de tempo de substituição do equipo como sendo o tempo de realização do ensaio nas vazões mínima e intermediária.

5. Propor parceria com a indústria nacional de balanças de baixa capacidade (analíticas), visando disponibilizar um sistema para análise de funcionalidade de bombas de infusão (através da incorporação do software desenvolvido) viável comercialmente, de custo compatível à realidade de nosso país, contribuindo para que se faça sua inspeção de acordo com a norma.

ANEXO A

Equações referentes aos ensaios das bombas de infusão (ABNT, 1999).

Neste Anexo, são apresentadas as equações necessárias para a realização dos cálculos de avaliação dos dados de saída das bombas de infusão.

As equações descritas (5 a 12) são referentes aos ensaios de bombas de infusão volumétricas e bombas de infusão de seringa.

Calculo da vazão real Q_i :

$$Q_i = \frac{60 \times (W_i - W_{i-1})}{S \times d} \quad [ml/h] \quad (5)$$

$i=1, 2, \dots, T_0/S$

onde:

W_i é a i -ésima amostra de massa do período de análise $T_0(g)$, corrigida em função das perdas por evaporação;

T_0 é o período de análise (min);

S é o intervalo de amostragem (min);

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

Para a duração das janelas de observação P , dentro do período de análise T_x , existe um número máximo de m janelas de observação, dado por:

$$m = \frac{(t_x - P)}{S} + 1 \quad (6)$$

onde:

m é o número máximo de janelas de observação;

P é a duração da janela de observação;

S é o intervalo de amostragem (min);

T_x é o período de análise (min).

A variação percentual máxima (E_{pmax}) e mínima (E_{pmin}), dentro de uma janela de observação $P(min)$ de duração, são calculadas através das equações 7 e 8.

$$E_p(\max) = \max_{j=1}^m \left[\frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}+1} 100 \times \left(\frac{Q_i - r}{r} \right) \right] \quad [\%] \quad (7)$$

$$E_p(\min) = \min_{j=1}^m \left[\frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}+1} 100 \times \left(\frac{Q_i - r}{r} \right) \right] \quad [\%] \quad (8)$$

onde:

r é a vazão (ml/h);

S é o intervalo de amostragem (min);

P é a duração da janela de observação;

O erro percentual médio geral A é calculado através da equação (9), onde A é medido sobre o período de análise T_1 .

$$A = \frac{100 \times (Q - r)}{r} \quad [\%] \quad (9)$$

onde:

$$Q = \frac{60 \times (W_j - W_k)}{T_1 \times d} \quad [\text{ml/h}] \quad (10)$$

r é a vazão (ml/h);

W_j é a amostra de massa no fim do período de análise T_1 (g) (j=240);

W_k é a amostra de massa no início do período de análise T_1 (g) (k=120);

T_1 é o período de análise (min).

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

O erro percentual médio geral B é calculado através da equação (11), onde B é medido sobre o período de análise T_2 .

$$B = \frac{100 \times (Q - r)}{r} \quad [\%] \quad (11)$$

onde:

$$Q = \frac{60 \times (W_j - W_k)}{T_2 \times d} \quad [\text{ml/h}] \quad (12)$$

r é a vazão (ml/h);

W_j é a amostra de massa no fim do período de análise T_1 (g) (j=240);

W_k é a amostra de massa no início do período de análise T_1 (g) (k=120);

T_2 é o período de análise (min).

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

As equações (13) a (19) são empregadas nos ensaios de bombas de infusão ambulatoriais do tipo I.

Calculo da vazão real Q_i :

$$Q_i = \frac{60 \times (W_{2i} - W_{2(i-1)})}{2 \times S \times d} \quad [\mu\text{l/h}] \quad (13)$$

onde:

$i=1, 2, \dots, T_1/2S$

W_i é a i -ésima amostra de massa do período de estabilização $T_1(\text{mg})$, corrigida em função das perdas por evaporação;

T_1 é o período de estabilização (min) (≈ 24 h);

S é o intervalo de amostragem (15 min);

d é a densidade da água (0,998g/ml).

Para a duração das janelas de observação P , dentro do período de análise T_2 , existe um número máximo de m janelas de observação, dado por:

$$m = \frac{(T_2 - P)}{S} + 1 \quad (14)$$

onde:

m é o número máximo de janelas de observação;

P é a duração da janela de observação (min);

S é o intervalo de amostragem (min) (15 min);

T_2 é o período de análise (min).

A variação percentual máxima ($E_p(\text{max})$) e mínima ($E_p(\text{min})$), dentro da janela de observação de duração $P(\text{min})$, são dadas por (15) e (16).

$$E_p(\text{max}) = \max_{j=1}^m \left[\frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}+1} 100 \times \left(\frac{Q_i - r}{r} \right) \right] \quad [\%] \quad (15)$$

$$E_p(\text{min}) = \min_{j=1}^m \left[\frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}+1} 100 \times \left(\frac{Q_i - r}{r} \right) \right] \quad [\%] \quad (16)$$

onde:

$$Q_i = \frac{60 \times (W_i - W_{i-1})}{S \times d} \quad [\text{ml/h}] \quad (17)$$

W_i é a i -ésima amostra de massa do período de análise $T_x(\text{g})$, corrigida em

função das perdas por evaporação;

r é a vazão ($\mu\text{l/h}$);

S é o intervalo de amostragem (min);

P é a duração da janela de observação (min);

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

O erro percentual médio geral A é calculado através da equação (18), onde A é medido sobre o período de análise T_2 .

$$A = \frac{100 \times (Q - r)}{r} \quad [\%] \quad (18)$$

onde:

$$Q = \frac{60 \times (W_j - W_k)}{T_2 \times d} \quad [\mu\text{l/h}] \quad (19)$$

r é a vazão ($\mu\text{l/h}$);

W_j é a amostra de massa no fim do período de análise T_2 (mg);

W_k é a amostra de massa no início do período de análise T_2 (mg);

T_2 é o período de análise (min).

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

As próximas equações referem-se aos ensaios de bombas de infusão ambulatoriais do tipo II.

Calculo da vazão real Q_i :

$$Q_i = \frac{60 \times (W_{ni} - W_{n(i-1)})}{n \times S \times d} \quad [\mu\text{l/h}] \quad (20)$$

onde:

$nS \approx 30\text{min}$;

$i=1, 2, \dots, T_1/nS$

W_i é a i -ésima amostra de massa do período de estabilização T_1 (mg), corrigida em função das perdas por evaporação;

T_1 é o período de estabilização (min) (≈ 24 h);

S é o intervalo de amostragem (min)=(kl min);

n é a constante inteira ($nS \approx 30$ min);

d é a densidade da água (0,998 g/ml).

Para as janelas de observação consecutivas P , dentro do período de análise

T_2 , existe um número máximo de m janelas de observação, dado por (14).

A variação percentual máxima (E_{pmax}) e mínima (E_{pmin}), dentro da janela de observação de duração $P(min)$, são dadas por (15) e (16):

A vazão Q_i é calculada através da equação (5) em $\mu l/h$.

O erro percentual médio geral A é calculado através da Equação (18), onde A é medido sobre o período de análise T_2 , sendo Q calculado pela Equação (19).

ANEXO B

Considerações sobre os processos de excitação (ANALOG DEVICES, 1998)

A Figura 54 mostra o diagrama de blocos generalizados e um sistema de aquisição de dados baseado em transdutor. A integridade dos dados adquiridos nestes sistemas depende de todo o caminho percorrido pelo sinal analógico. Quando for necessária a realização de medidas de sinais analógicos com baixo nível de amplitude em um sistema de aquisição de dados, bem como, obter alta resolução e exatidão no sistema de medida, cuidados especiais devem ser tomados na seleção da fonte de excitação para o transdutor, e também no esquema de ligação usado na condução do sinal analógico do transdutor para o conversor A/D (O'GRADY, 2000).

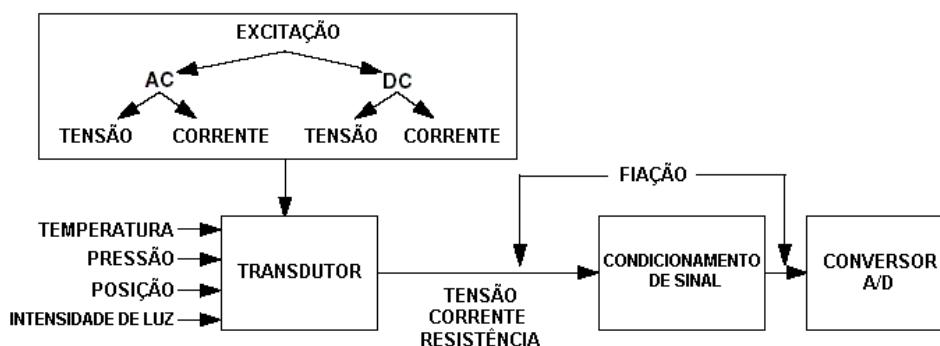


Figura 54 – Típico sistema de aquisição baseado em transdutor (O'GRADY, 2000).

5.3 Técnicas de Excitação

A escolha entre excitação de corrente ou tensão vai depender do tipo de aplicação. Nos sistemas de aquisição de dados, geralmente é utilizada tensão de excitação constante para sensores de força (tensão-força) e sensores de pressão, enquanto que excitação com corrente constante é usada para excitar sensores resistivos como os RTDs ou termistores.

Em ambientes ruidosos, excitação em corrente é geralmente preferido devido esta técnica apresentar melhor imunidade a este tipo de artefato.

Serão estudados dois métodos de excitação que podem ser usados em

aplicações com sensores/transdutores ativos, bem como analisadas suas vantagens e desvantagens. Estas técnicas de excitação são denominadas AC e DC (O'GRADY, 2000).

5.3.1 Excitação DC

As vantagens associadas com a excitação DC incluem simplicidade de implementação e baixo custo. A desvantagem está na dificuldade em separar o sinal de interesse de tensões DC indesejadas, que aparecem devido aos *offsets* e efeitos termopares parasitas induzidos. Os efeitos causados pelo *offset* DC não são fixos; comportam-se de forma imprevisível devido a variação da temperatura e as fontes de ruído térmico e 1/f (ruído de baixa frequência).

A Figura 55 mostra as fontes de erro de um sistema, que estão associadas com a excitação DC, e que conseqüentemente estão presentes em uma aplicação envolvendo sensor em ponte. Neste circuito, não é possível distinguir quanto do sinal DC de saída da ponte é amplificado e quanto é devido aos sinais de erro.

Os erros introduzidos pelo ruído 1/f, pelas junções termopares parasitas e pelos *offsets* não podem ser manipulados se algum método não for utilizado para diferenciar o sinal desejado destas fontes de erro. A técnica de excitação AC é uma boa solução para este problema (O'GRADY, 2000).

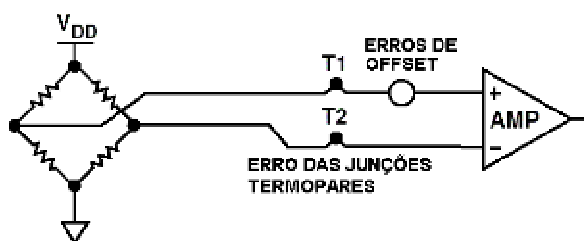


Figura 55 – Fontes de erro associadas com a excitação DC (O'GRADY, 2000).

Por exemplo, junções termopares parasitas existem na fiação normal do circuito. Junções entre as soldas dos pinos dos componentes e o cobre das trilhas da placa de circuito impresso podem introduzir efeitos termopares parasitas de 3 a 4 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$, se gradientes térmicos existirem através do circuito. Junções termopares também vão existir entre as trilhas de cobre da placa de circuito impresso e os pinos do amplificador (se forem de materiais diferentes) criando tensões de erro tão grandes como 35 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$. Em um sistema de aquisição de alta resolução, estes erros devido a junções termopares, juntamente com a amplificação dos erros de *offset* e o ruído no sistema, vão somar-se para gerar um erro DC e de baixa frequência bastante significativo (O'GRADY, 2000).

5.3.2 Excitação AC

Embora as técnicas de excitação AC sejam mais caras para implementação, estas oferecem benefícios que resultam em ganho de performance. A técnica de excitação AC é utilizada com vantagem em circuitos de condicionamento de sinal de transdutores para remover os erros de *offset*, efeitos causados pelas junções termopares parasitas e o ruído $1/f$.

Com o decréscimo da suscetibilidade do ruído $1/f$, um sinal de saída discernível pode ser produzido com uma tensão ou corrente de excitação muito baixa. Por tanto, isto significa que os efeitos de auto-aquecimento gerados pela corrente que flui no sensor podem ser grandemente reduzidos. Em vista disso, chegamos a duas características principais que a fonte de excitação deve possuir e que irão aumentar a performance global do sistema:

1- Resolução: A magnitude da excitação deve ser suficiente para que uma mudança mínima na variável que esta sendo medida produza na saída do transdutor um nível de sinal que seja grande suficiente para sobrepor o ruído e o *offset* do sistema.

2- O nível de tensão da fonte de excitação: Se o sensor é resistivo, deve-se garantir que o efeito de auto-aquecimento gerado pela corrente de excitação que circula através do transdutor não provoque efeitos adversos nos resultados medidos.

A excitação AC é uma aplicação muito utilizada para separar os erros associados ao sinal. Para que seja gerada a excitação AC, é utilizada uma forma de onda quadrada, fazendo com que a polaridade do sinal de excitação seja invertido entre as medições. Com isso, os sinais de erro DC associados podem ser efetivamente cancelados. Este esquema de *chopping* também produz o efeito de remover o ruído $1/f$, que no qual é dominante em baixas frequências (DC à alguns Hz) nessas aplicações. A Figura 56 mostra como uma ponte pode ser configurada para operar com excitação AC, enquanto que na Figura 57, as fases relacionadas com o processo de excitação e o equacionamento que explica como são cancelados os erros DC e $1/f$ podem ser vistos (O'GRADY, 2000).

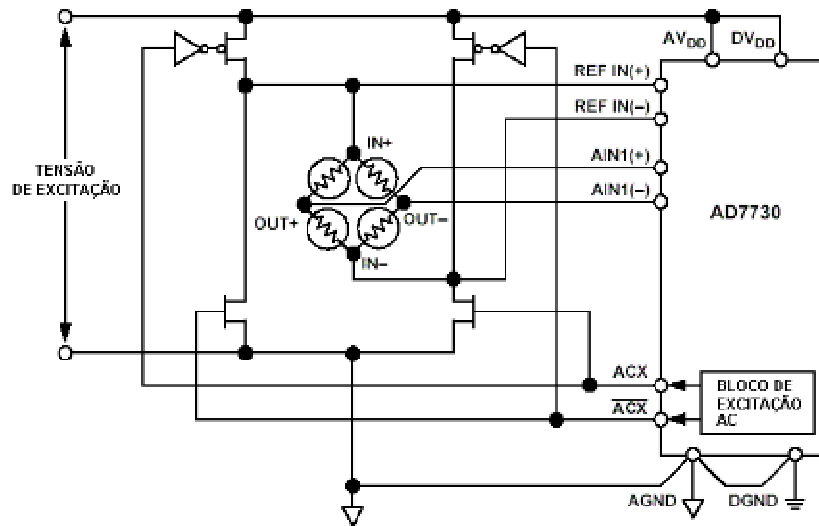


Figura 56 - Configuração típica de aplicação com excitação AC (O'GRADY, 2000).

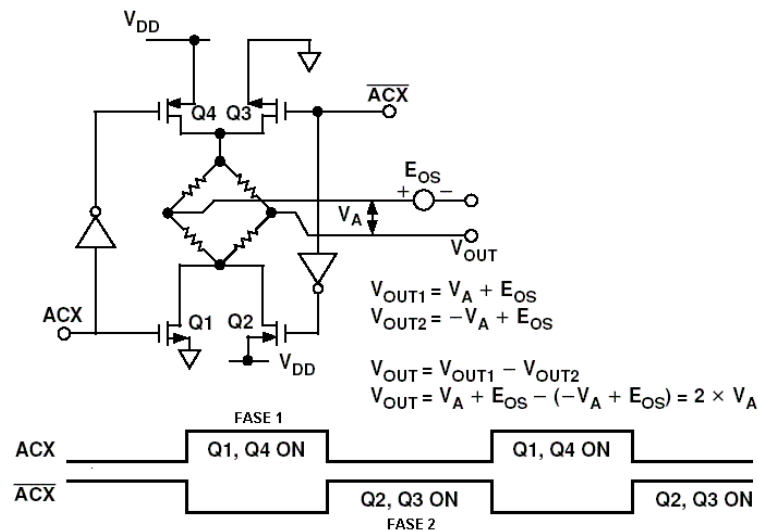


Figura 57 - Representação dos erros, fases e equacionamento relacionados com o processo de excitação AC (O'GRADY, 2000).

A polaridade da tensão de excitação para a ponte é invertida em ciclos alternados, usando os transistores Q1 a Q4 para realizarem o chaveamento. Todos os erros DC e de baixa frequência induzidos estão agrupados e representados por Eos. Durante a fase 1, Q1 e Q4 estão ligados enquanto Q2 e Q3 estão desligados; a saída Vout é tida como (Va + Eos). Durante a fase 2, Q2 e Q3 estão ligados enquanto Q1 e Q4 estão desligados, e a saída Vout é representada por (-Va+Eos). O resultado que será expresso na saída é a soma das duas fases, obtendo como resultado Vout=2*Va. Este esquema remove os erros associados com a excitação DC, porém, resulta em um projeto mais complexo e caro.

Para fins de análise de qual modo de excitação seria escolhido, foram realizados testes com excitação DC e AC utilizando-se uma célula de carga. O procedimento de teste consistiu na aquisição do sinal recebido pelo conversor AD durante um período de 30 minutos para cada modalidade de excitação. Conforme a Figura 58, pode ser comprovado que a eficácia da modalidade de excitação AC é muito maior tratando-se de sinais de pequena amplitude, visto que os ruídos de baixa frequência e os *offsets* associados ao sinal são praticamente eliminados.

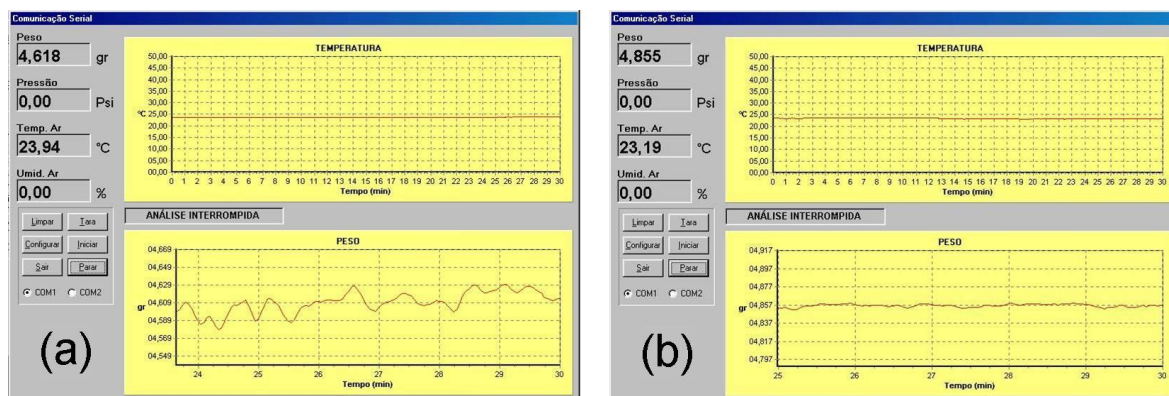


Figura 58 – Em (a), teste com excitação DC, em (b), teste com excitação AC.

Sem a utilização da excitação AC, a variação em decorrência do ruído e do *offset* chegou a 50 mg (a), de outra forma, com a utilização da excitação AC a variação não passou de 5 mg (b).

5.4 Técnicas de Medida

Neste trabalho serão abordadas duas técnicas de medida, visando encontrar a performance ótima para o sistema. Estas técnicas são denominadas como modos de operação *ratiometric* e *non-ratiometric*.

5.4.1 Modo de Operação *Ratiometric*

A Figura 59 ilustra uma aplicação com um transdutor em ponte utilizando a configuração *ratiometric*. A fonte de excitação do transdutor é também utilizada como tensão de referência do ADC. Se uma determinada percentagem de mudança ocorrer na fonte de excitação, será registrada a mesma percentagem de mudança na tensão de referência, e conseqüentemente no processo de conversão.

O código de saída do conversor A/D (Dout) é a representação digital da relação da entrada analógica do conversor, AIN, e a sua referência, VREF. Desde

que a entrada para o conversor e sua referência são derivadas da mesma fonte de excitação, mudanças na excitação não introduzem erros de medida. Deste modo, na configuração do tipo *ratiometric*, se a variável que está sendo medida pelo transdutor não se altera, o código de saída digital do conversor AD não varia. Por esta razão, referências de tensão altamente estáveis (e caras) não são necessárias para se conseguir medidas com exatidão.

Com a utilização do modo *ratiometric*, é possível utilizar a fonte analógica do sistema para obter exatidão independente da estabilidade da voltagem de referencia ou das fontes de excitação.

Devido a rejeição de fonte de alimentação da maioria dos conversores AD ser razoavelmente alta, flutuações na voltagem da fonte de alimentação não provocam erros significativos na conversão (O'GRADY, 2000).

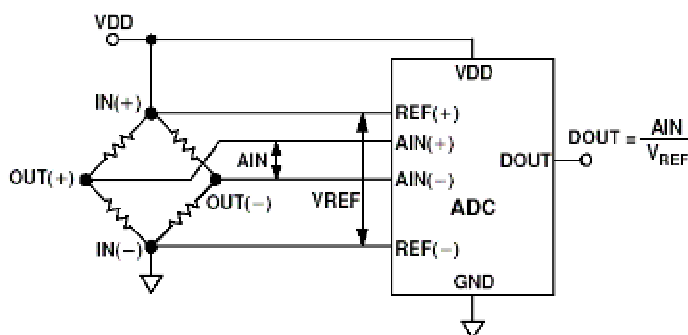


Figura 59 – Aplicação utilizando modo de operação *ratiometric* com transdutor em ponte (O'GRADY, 2000).

5.4.2 Modo de Operação *Non-Ratiometric*

Como na aplicação anterior, o código de saída digital do ADC, DOUT, é a relação entre AIN e VREF. Neste exemplo, o código de saída é sensível à mudança relativa entre a excitação da ponte e a tensão de referência. Qualquer mudança na tensão de excitação resulta numa mudança na tensão da entrada analógica vista pelo ADC. Sendo a referência independente da excitação, o código digital de saída vai refletir esta mudança que ocorreu. Circuitos que utilizam este modo de operação são principalmente satisfatórios para aplicações requerendo medidas comparadas com uma referência absoluta, ou em uma aplicação onde um único conversor serve a uma variedade de entradas analógicas não relacionadas. Uma vez que as mudanças na referencia e na excitação não podem ser contornadas, erros de conversão serão gerados. Geralmente, na maioria das aplicações que envolvem o tipo de operação *non-ratiometric*, são requeridas fontes de excitação e

referência altamente estáveis. É mostrado na Figura 60 um exemplo típico de configuração *non-ratiometric* numa aplicação com transdutor em ponte (O'GRADY, 2000).

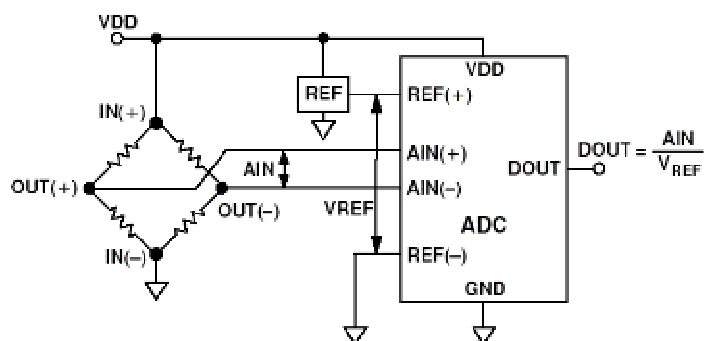


Figura 60 – Aplicação utilizando o tipo de operação *non-ratiometric* com transdutor em ponte (O'GRADY, 2000).

ANEXO C

Ficha técnica do sistema desenvolvido.

Medidor de fluxo	
Capacidade máxima	2000 g
Resolução	1 mg
Tensão de alimentação	5 Vcc
Consumo máximo	40 mA
Medidor de temperatura	
Faixa de Medição	-40 °C até +85 °C
Resolução	0,03125 °C (13 bits)
Tensão de Alimentação	5 Vcc
Consumo de Corrente	50 µA
Medidor de umidade	
Tensão de alimentação	5 Vcc
Consumo máximo	200 µA
Faixa de operação	0 % a 100 % sem condensação
Resolução	0,01 %
Faixa de temperatura	-40 °C a 85 °C
Medidor de pressão	
Faixa de trabalho	0 psi a 30 psi
Resolução	0,01 psi
Temperatura de trabalho	-40 °C a +85 °C
Tensão de alimentação	5 Vcc
Consumo máximo	40 mA
Comunicação com PC	
Tipo	USB versão 1.1 (<i>full speed</i>)
Modo de operação	<i>Bulk</i>
Taxa de comunicação	1 Mbps
Software	
Sistema operacional	MS-WINDOWS™ 95, 98, 2000 ou XP.

Requisitos mínimos	
Espaço em disco	2 MB
Interface de comunicação	USB versão 1.1
Funções	Ensaio de vazão mínima; Ensaio de vazão intermediária; Ensaio de vazão intermediária com contrapressão de +100 mmHg; Ensaio de vazão intermediária com reservatório 0,5 m abaixo do mecanismo de direcionamento da bomba de infusão com contrapressão de ± 100 mmHg; Ensaio de vazão de bolus; Ensaio de pressão de oclusão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGOSTINI, NESTOR. *Sistema computadorizado para verificação da funcionalidade em incubadoras neonatais*, Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).
- ALVES, M. A. C. *Bombas de infusão: operação, funcionalidade e segurança*. Florianópolis, 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).
- ANALOG DEVICES, 1998. *AD7730 - Bridge Transducer ADC*. Datasheet. Disponível no site da empresa: www.analog.com.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; 1999. *Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão*. Norma NBR IEC 60601-2-24. Rio de Janeiro.
- AXELSON, J.; 1999. *USB Complete*. 1. ed. Madison, WI : Lakeview Research.
- BAXTER. *Essentials of IV Therapy - An Online Home Study Continuing Education Course for Nursing and Pharmacy Professionals: MODULE 1 Peripheral IV Catheter Insertion, Care and Maintenance*. Disponível em www.baxter.com. Acesso em 2004.
- BIO-TEK INSTRUMENTS, 1992. *DPM-III Universal Biometer*. User's Guide.
- BURTON, ALAN C. *Fisiologia e Biofísica da Circulação*, 2ª Ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1977.
- BUTTON, V.L.S.N. *Dispositivos de Infusão*. Disponível em: www.deb.fee.unicamp.br/vera/bombadeinfusao.pdf. (Acesso em 2004).
- CELM. *Bomba de infusão MP-20*. Disponível em: www.celm.com.br. Acesso em 2004.

College of Sciences - SCI. Disponível em: <http://www.sci.sdsu.edu/class/bio590/pictures/lect5/5.2.html>. Acesso em 2004.

DALLAS SEMICONDUCTOR, 2001. *DS2438 – Smart Battery Monitor*. Datasheet. Disponível no site da empresa: www.maxim-ic.com.

DAVIS. W.O.M. *Infusion devices training tutorial*. Disponível em: www.ebme.co.uk. Acesso em 2003.

DISSETRONIC. *Bomba de infusão ambulatorial*. Disponível no site da empresa: www.disetronic-usa.com. Acesso em 2003.

EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE; 1998a. General purpose infusion pumps. *Health Devices*, v.27, p.151-159.

EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE; 1999b. Infusion Pump Analyzers. *Health Devices*, v.27, p.124-147.

ENDRES, RODRIGO. *Equipamento para ensaio de funcionalidade de desfibriladores e cardioversores*, Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

FERRARI, R & BEECH, D.R. *Infusion pumps: guidelines and pitfalls*. Disponível em www.australianprescriber.com/magazines/vol18no2/infusion.htm. Acesso em 2003.

FUNDAÇÃO CENTROS DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIAS INOVADORAS – FUNDAÇÃO CERTI; 2003. *Incerteza de Medição em Calibração em Medição*. Florianópolis, 117p.

GUYTON, ARTUR C.; HALL, JOHN E. *Tratado de fisiologia Médica*, 9ª Ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1997.

HONEYWELL. *HHH-3610 series*. Datasheet. Disponível no site da empresa: www.honeywell.com.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL - INMETRO; 2000. *Vocabulário Internacinal de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia*. 2Ed. Brasília, SENAI/DIN, 75p.

MOYLE, J.T.B.; DAVEY, A.; 2000. *Equipamentos em Anestesia*. 4.ed. Porto Alegre, Editora : ARTMED.

NASCIMENTO, E.M.F. – Sistema fechado para infusão venosa: Por quê?. *Nursing*, 27:20-5, 2000.

O'GRADY, A.; 2000. *Transducer/Sensor Excitation and Measurement Techniques*. Disponível em: www.analog.com.

OMEGA. *PX26 series. Datasheet*. Disponível no site da empresa: www.omega.com.

PEREIRA, G. V. *Sistema instrumentado para o registro de comportamentos ingestivos*. Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

SANTRONIC. *Bombas de infusão hospitalar*. Disponível no site da empresa: www.samtronic.com.br. Acesso em 2003.

University of Southern California - USC. Disponível em: www.sc.edu/union/Sears/AnimalOrgSyst/im.bldves.jpg. Acesso em 2004.

GARDNER, Weston D. *Anatomia humana; estrutura do corpo*. Sao Paulo: Atheneu, 1971.